

UNIVERSIDAD POLITÉCNICA SALESIANA

SEDE CUENCA



CARRERA DE INGENIERÍA ELECTRÓNICA

**Tesis previa a la obtención del
Título de Ingeniero Electrónico**

**“DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN MÓDULO DIDÁCTICO
PARA LA ADQUISICIÓN Y ANÁLISIS
DE SEÑALES ECG, EEG Y EMG”**

AUTORES

**EFRAÍN ISSRAEL VALENCIA BRITO
FLAVIO FERNANDO VILLA PARRA**

DIRECTOR

ING. FERNANDO URGILÉS O

CUENCA – 2013

INFORMACIÓN DE LOS AUTORES

Efraín Issrael Valencia Brito

Estudiante de la Carrera de Ingeniería Electrónica de la Universidad Politécnica Salesiana

Ingeniería Electrónica

Email: efrain2587@hotmail.com

Flavio Fernando Villa Parra

Estudiante de la Carrera de Ingeniería Electrónica de la Universidad Politécnica Salesiana

Mención en Sistemas Industriales

Email: k2fv06@hotmail.com

Todos los derechos reservados.

Queda prohibida, salvo la excepción prevista por la ley, cualquier forma de reproducción, distribución, comunicación pública y transformación de esta obra para fines comerciales, sin contar con la autorización de los titulares de propiedad intelectual. La infracción de los derechos mencionados puede ser constitutiva de delito contra la propiedad intelectual. Se permite la difusión de este texto con fines académicos o de investigación por cualquier medio, con la debida notificación de los autores.

Autorizamos a la UNIVERSIDAD POLITECNICA SALESIANA la publicación de la misma con fines académicos

DERECHOS RESERVADOS ©

2013 Universidad Politécnica Salesiana

Cuenca - Ecuador

Cuenca, 5 de abril de 2013

DECLARATORIA DE RESPONSABILIDAD

De nuestra consideración:

Nosotros, Efraín Issrael Valencia Brito con CI 1900360767 y Flavio Fernando Villa Parra con CI 0104423124 estudiantes de la Carrera de Ingeniería Electrónica de la Universidad Politécnica Salesiana Sede Cuenca, autores del proyecto intitulado:

“DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN MÓDULO DIDÁCTICO PARA LA ADQUISICIÓN Y ANÁLISIS DE SEÑALES ECG, EEG Y EMG”

Declaramos que dicho proyecto fue desarrollado por los autores mencionados, desde su concepción hasta su culminación, donde, los conceptos desarrollados, diseños implementados, análisis de los sistemas realizados y conclusiones tanto prácticas como teóricas son de exclusiva responsabilidad de los autores.



Efraín Issrael Valencia Brito



Flavio Fernando Villa Parra

AUTORES DEL TRABAJO DE TESIS

ING. FERNANDO URGILÉS O.

CERTIFICO

Haber dirigido y revisado cada uno de los capítulos de la presente Tesis de Grado, realizada por los aspirantes a ingenieros: Efraín Issrael Valencia Brito y Flavio Fernando Villa Parra, previa a la obtención del Título de Ingeniero Electrónico. Señalando que al cumplir los requisitos necesarios y de haber cumplido con los objetivos planteados se autoriza su presentación.

Cuenca, 5 de abril de 2013



Ing. Fernando Urgilés O.
DIRECTOR

DEDICATORIA

Esta tesis es dedicada a mis padres por el esfuerzo y confianza depositada. Ya que han sido el pilar fundamental de todo lo que soy, con su ejemplo de constancia y perseverancia todo esto a sido posible. LOS QUIERO

ISSRAEL

.

DEDICATORIA

Esta tesis está dedicada a mis padres y hermanas ya que con sus ánimo y esfuerzo me dieron confianza para seguir adelante y culminar con este logro.

FERNANDO

AGRADECIMIENTO

Mi agradecimiento primeramente es a Dios por su guía y fortaleza, en especial por estar fuera de casa.

A mis padres que son lo más importante en mi vida, por su apoyo y confianza, a mis hermanos que fueron mi motivación para no decaer, a mi nuevo corazón chiquito, mi sobrina que me has enseñado a sonreír en los peores momentos, a mi tía Rosa y Abuelita Gloria, por su apoyo y jalones de oreja, a todos mis familiares y amigos, como también a la familia Villa Parra que estuvieron a mi lado en el desarrollo de mi Tesis... Mil Gracias

ISSRAEL.

AGRADECIMIENTO

Mi agradecimiento es a Dios y María Auxiliadora que siempre me acompañaron en mi vida estudiantil....

A mis padres que me apoyaron siempre, a mis hermanas que no dejaban de aconsejarme, todos ellos siempre me ayudaron también a mis familiares que de una u otra manera estaban conmigo y como olvidarme de Murdock. Los quiero..

Gracias por todo

FERNANDO.

INTRODUCCIÓN

Es conocido que la base fundamental para la introducción de ingenieros al campo de la Ingeniería Biomédica es el estudio de las señales electrofisiológicas [1], [2], por lo que la correcta presentación y visualización de la información de las bioseñales es un factor importante, de ahí que las interfaces de visualización y de análisis de este tipo de señales son etapas fundamentales en el diseño de equipos médicos, además de que para su análisis es requerido un conocimiento profundo del procesamiento digital de señales cuyos conceptos y técnicas son ampliamente empleadas en dispositivos para el tratamiento de problemas biomédicos [1].

En la Universidad Politécnica Salesiana Sede Cuenca, el enfoque de la materia Electiva en la Carrera de Ingeniería Electrónica al desarrollo de proyectos en Ingeniería Biomédica ha permitido percibir que esta área de la ingeniería implica el conocimiento de las disciplinas inherentes del área biomédica que deben ser tratadas de manera práctica. Al ingeniero que desea incursionar en esta área le es necesario contar con un módulo de adquisición de bioseñales para contar con información para aplicar técnicas de procesamiento digital para que las mismas puedan ser interpretadas correctamente. En nuestro medio es posible encontrar equipos de adquisición de señales biológicas solamente en las instituciones de salud pero no se cuentan con equipos didácticos para la enseñanza y estudio de las bioseñales básicas. En este contexto el objetivo de este proyecto fue el diseñar e implementar un módulo didáctico que permita que la presentación de la información de las señales de electrocardiograma ECG, electroencefalograma EEG y electromiograma EMG se integren en un módulo, para lo cual se aplicaron conceptos de adquisición, digitalización, visualización y análisis de señales a nivel de hardware y de software. El desarrollo del software será realizado en la plataforma de programación de LabView y se han diseñado aplicaciones para realizar el estudio de las señales mediante de técnicas de procesamiento de señales a fin de poder reconocer los parámetros de las señales. Con esto se ha buscado contar con un módulo que permita que adquisición de señales fisiológicas se realice de manera sencilla y oportuna.

ÍNDICE GENERAL

| | |
|---|----|
| 1. Bioseñales ECG, EEG y EMG | 1 |
| 1.1 Descripción de la señal ECG | 1 |
| 1.1.1. El corazón | 1 |
| 1.1.2. Fisiología del músculo cardíaco | 2 |
| 1.1.3. Potenciales de acción del músculo cardíaca | 2 |
| 1.1.4. Ciclo cardíaco | 3 |
| 1.1.5. Características del ECG | 3 |
| 1.1.6. Derivaciones electrocardiográficas | 5 |
| 1.1.7. Ley de Einthoven | 6 |
| 1.1.8. Colocación de los electrodos | 6 |
| 1.2 Descripción de la señal EEG | 7 |
| 1.2.1 El cerebro | 7 |
| 1.2.2 Las neuronas | 8 |
| 1.2.3 Características del EEG | 8 |
| 1.2.4 Alternativas de detección de las señales EEG | 9 |
| 1.3 Descripción de la señal EMG | 10 |
| 1.3.1 Los músculos | 10 |
| 1.3.2 Características de la señal EMG | 11 |
| 1.4 Técnicas de procesamiento digital de bioseñales | 13 |
| 1.4.1 Adquisición | 13 |
| 1.4.2 Preprocesado digital de la señal | 13 |
| 1.4.3 Filtrado digital | 14 |

| | | |
|-------|--|----|
| 1.4.4 | Seguridad eléctrica de equipo biomédico | 15 |
| 1.4.5 | Algoritmo de detección | 16 |
| 1.5 | Importancia del estudio de las señales | |
| | ECG, EEG y EMG en aplicaciones de ingeniería biomédica | 17 |
| 2. | Dispositivo de adquisición de señales ECG, EEG y EMG | 20 |
| 2.1 | Descripción del hardware de | |
| | adquisición de las señales ECG, EEG y EMG | 21 |
| 2.1.1 | Obtención de las señales biológicas | 21 |
| 2.1.2 | Filtros | 22 |
| 2.1.3 | Amplificación de la señal | 23 |
| 2.1.4 | Adquisición de la señal para el ECG y EMG | 26 |
| 2.1.5 | Adquisición de la señal de EEG | 27 |
| 2.2 | Diseño de la etapa de filtrado y | |
| | Circuito de amplificación para la ECG y EMG | 27 |
| 2.2.1 | Diseño de la etapa de filtrado para el ECG | 28 |
| | 2.2.1.1 Etapa de filtrado | 28 |
| | 2.2.1.2 Etapa de amplificación | 30 |
| 2.2.2 | Diseño de la etapa de filtrado EMG | 32 |
| | 2.2.2.1 Etapa de filtrado | 32 |
| | 2.2.2.2 Etapa de amplificación | 34 |
| 2.3 | Hardware para la adquisición de la señal EEG | 35 |
| 2.4 | Implementación del hardware del sistema completo | 37 |
| | 2.4.1 Circuito ECG | 37 |
| | 2.4.2 Circuito EMG | 39 |
| | 2.4.3 Distribución de elementos en el módulo | 42 |

| | | |
|---------|--|----|
| 2.4.4 | Características técnicas de; módulo | 49 |
| 2.5 | Normas de seguridad | 49 |
| 2.6 | Protocolo de adquisición de las bioseñales con el módulo | 51 |
| 2.6.1 | Ubicación de los electrodos para el ECG | 51 |
| 2.6.2 | Ubicación de los electrodos para el EEG | 52 |
| 2.6.3 | Ubicación de los para el EMG | 54 |
| 3. | Procesamiento digital de señales ECG, EEG y EMG | 55 |
| 3.1 | Adquisición y procesamiento digital de señales ECG,EEG y EMG | 55 |
| 3.1.1 | Labview | 55 |
| 3.1.2 | Matlab | 56 |
| 3.1.3 | Adquisición de la señal ECG | 57 |
| 3.1.4 | Adquisición de la señal EEG | 59 |
| 3.1.4.1 | Programa control panel. | 60 |
| 3.1.4.2 | Emotiv epoc testbench | 61 |
| 3.1.4.3 | Interfaz lavbiew - emotiv epoc | 63 |
| 3.1.4.4 | Programa openvibe | 64 |
| 3.1.5 | Adquisición de la señal EMG | 68 |
| 3.2 | Manual de usuario y mantenimiento | 69 |
| 4. | Pruebas, análisis de resultados del módulo | |
| | de adquisición y prácticas de señales ECG, EEG y EMG | 71 |
| 4.1. | Pruebas para la calibración y validación de las señales adquiridas | 71 |
| 4.1.1. | Calibración y validación ECG | 71 |
| 4.1.2. | Calibración y validación EMG | 73 |
| 4.2. | Pruebas con el especialista | 73 |
| 4.3. | Descripción de prácticas con el módulo | 74 |

| | |
|---|-----|
| 4.3.1. Adquisición y análisis de la señal ECG | 74 |
| 4.3.1.1.ECG - práctica 1 | 75 |
| 4.3.1.2.Complejo QRS- práctica 2 | 77 |
| 4.3.1.3.Control de un motor DC con señales EMG- práctica 3 | 82 |
| 4.3.2. Adquisición y análisis de la señal EMG | 83 |
| 4.3.2.1.EMG miembros superiores- práctica 1 | 84 |
| 4.3.2.2.EMG miembros inferiores- práctica 2 | 87 |
| 4.3.2.3.Control de un motor dc con señales EMG- práctica 3 | 89 |
| 4.3.3. Adquisición y análisis de la señal EEG | 91 |
| 4.3.3.1.Adquisición y análisis de la señal EEG – práctica 1 | 91 |
| 4.3.3.2.Inversión de giro de un motor DC - práctica 2 | 97 |
| 4.3.3.3.Visualización 3d de los potenciales del cerebro - práctica 3 | 100 |
| 4.4. Análisis económico | 102 |
| Conclusiones y recomendaciones | 104 |
| Trabajos futuros | 106 |
| Anexos | 107 |
| Referencias | 114 |

INDICE DE FIGURAS

| | |
|---|----|
| Figura 1.1 Vista de la estructura del corazón y el curso del flujo sanguíneo | 1 |
| Figura 1.2 Vista de la cavidad torácica indicando la posición del corazón con respecto a las costillas y el diafragma (a) frontal (b) posterior. Fuente | 2 |
| Figura 1.3 Potenciales de acción rítmicos | 3 |
| Figura 1.4(a) Electrocardiograma Normal. (b) Potencia de acción mono fásico y electrocardiograma..... | 3 |
| Figura 1.5 Disposición de los electrodos registrando derivaciones electrocardiográficas estándar..... | 5 |
| Figura 1.6 Gráficas de las derivaciones estándar..... | 6 |
| Figura 1.7 Derivación V5 modificada | 6 |
| Figura 1.8 Cerebro Humano. (a) vista frontal. (b) vista de un corte transversal..... | 7 |
| Figura 1.9 (a) Neurona (b) Sinapsis | 8 |
| Figura 1.10 Posición de los electrodos EEG en el estándar internacional 10-20 | 9 |
| Figura 1.11 Forma característica de una señal EMG | 11 |
| Figura 12 Espectro de potencia de una señal sEMG entre 10 y 250 Hz | 12 |
| Figura 1.13 Adquisición de señales EMG..... | 12 |
| Figura 1.14 Filtrado pasa-banda FIR aplicado a señal ECG, en la parte superior la señal de entrada, inferior la salida filtrada | 15 |
| Figura 15 Etapas para la adquisición de una señal de ECG | 15 |
| Figura 1.16 Diagrama de bloques del algoritmo de Pan y Tompkins. | 16 |
| Figura 1.17 Áreas de aplicación del análisis de bioseñales | 18 |
| Figura 1.18 Señales EMG al estar de pie | 18 |
| Figura 2.1 Sistema propuesto de adquisición de señales | 20 |
| Figura 2.2 Diagrama de bloques del hardware [autores]..... | 20 |
| Figura 2.3 Circuito equivalente de un electrodo | 21 |
| Figura 2.4 Modelo interfaz paciente-electrodos-amplificador | 22 |
| Figura 2.5 Vista seccional Electrodo Superficial | 22 |
| Figura 2.6 Electrodo Superficial | 22 |
| Figura 2.7 Filtro pasa bajo | 22 |
| Figura 2.8 Filtro Paso alto..... | 23 |
| Figura 2.9 Filtro pasa banda..... | 23 |
| Figura 2.10 Configuración interna de un amplificador operacional | 24 |
| Figura 2.11 Seguidor de tensión | 24 |
| Figura 2.12 Amplificador no inversor..... | 25 |
| Figura 2.13 Amplificador inversor..... | 25 |
| Figura 2.14 Sumador inversor | 25 |
| Figura 2.15 Esquemático de un amplificador de instrumentación basado en tres operacionales..... | 26 |
| Figura 2.16 DAQ USB 6009 | 26 |
| Figura 2.17 Diadema Epoc | 27 |
| Figura 2.18 Dispositivo USB | 27 |
| Figura 2.19 Posición Electrodo Diadema Emotiv Epoc | 27 |
| Figura 2.20 Esquema y cálculo del filtro paso alto ECG..... | 28 |

| | |
|---|----|
| Figura 2.21 Esquema y cálculo del filtro paso bajo ECG..... | 29 |
| Figura 2.22 Filtro Notch ECG..... | 30 |
| Figura 2.23 Amplificador Instrumentación AD620 | 31 |
| Figura 2.24 Circuito Piema Derecha | 31 |
| Figura 2.25 Amplificador y cálculo de ganancia 16 ECG..... | 32 |
| Figura 2.26 Amplificador y cálculo de ganancia 11 ECG..... | 32 |
| Figura 2.27 Filtro paso alto EMG..... | 33 |
| Figura 2.28 Filtro paso bajo EMG..... | 33 |
| Figura 2.29 Filtro pasa alto EMG..... | 34 |
| Figura 2.30 Filtro pasa bajo EMG..... | 35 |
| Figura 2.31 DSP EMOTIV EPOC..... | 36 |
| Figura 2.32 Placa DSP EMOTIV EPOC..... | 36 |
| Figura 2.33 MODO INHALAMBRICO | 36 |
| Figura 2.34 SWITCH..... | 36 |
| Figura 2.35 Cableado del Encendido..... | 36 |
| Figura 2.36 Batería Acoplada | 36 |
| Figura 2.37 Dimensión de la Batería | 36 |
| Figura 2.38 Módulo inalámbrico EMOTIV EPOC..... | 36 |
| Figura 2.39 Placa Frontal..... | 36 |
| Figura 2.40 Placa Posterior..... | 36 |
| Figura 2.41 Ubicación de los electrodos EMOTIV EPOC | 37 |
| Figura 2.42 Electrodo de manera correcta | 37 |
| Figura 2.43 Acople de Impedancias..... | 38 |
| Figura 2.44 Circuito Sumador-Inversor, Inversor-aislador..... | 39 |
| Figura 2.45 CONECTOR..... | 39 |
| Figura 2.46 Circuito Total ECG-EMG..... | 41 |
| Figura 2.47 Circuito cargador de baterías..... | 42 |
| Figura 2.48 Switch de encendido | 42 |
| Figura 2.49 Led encendido y apagado | 43 |
| Figura 2.50 Entradas Biopotenciales | 43 |
| Figura 2.51 Protoboard..... | 43 |
| Figura 2.52 Entradas y Salidas Analógicas..... | 44 |
| Figura 2.53 Entradas y Salidas Digitales..... | 44 |
| Figura 2.54 Parte Frontal del Módulo..... | 44 |
| Figura 2.55 Entradas y salidas digitales parte posterior..... | 45 |
| Figura 2.56 Conector DAQ y USB..... | 45 |
| Figura 2.57 Jack alimentación y Fusible..... | 45 |
| Figura 2.58 Parte posterior del Módulo..... | 45 |
| Figura 2.59 Ubicación de Canales ECG y EMG..... | 46 |
| Figura 2.60 Ubicación de conectores entradas/salidas..... | 46 |
| Figura 2.61 Explicación De la Derivación II..... | 46 |
| Figura 2.62 Explicación del canal de Electromiografía | 47 |
| Figura 2.63 Placa del cargador..... | 47 |
| Figura 2.64 Baterías..... | 47 |
| Figura 2.65 Elementos de la parte Inferior..... | 48 |
| Figura 2.66 Ubicación Jack, Porta Fusible, Swich..... | 48 |
| Figura 2.67 Ubicación DAQ 6009, Dispositivo EPOC..... | 48 |
| Figura 2.68 Elemento parte Inferior..... | 49 |

| | |
|--|----|
| Figura 2.69 Ubicación Electrodo ECG | 52 |
| Figura 2.70 Ubicación Solución Salina | 53 |
| Figura 2.71 Ubicación Electrodo | 53 |
| Figura 2.72 Encendido de la EPOC | 53 |
| Figura 2.73 Ubicación de la EPOC en la cabeza | 53 |
| Figura 2.74 Interfaz EPOC-Módulo-PC | 53 |
| Figura 2.75 Panel EPOC | 54 |
| Figura 2.76 Ubicación Electrodo Electromiograma | 54 |
| Figura 3.1 Ventana inicial de Labview | 55 |
| Figura 3.2 Front Panel de Labview | 56 |
| Figura 3.3 Block Diagram Labview | 56 |
| Figura 3.4 DAQ Assistant para el manejo de la NIUSB-6009 | 56 |
| Figura 3.5 Pantalla principal de Matlab | 57 |
| Figura 3.6 Ventana Script | 57 |
| Figura 3.7 Pantalla Principal Control Panel | 59 |
| Figura 3.8 Control Panel con todos los electrodos ubicados correctamente | 60 |
| Figura 3.9 Control Panel Cognitiv Suite | 60 |
| Figura 3.10 Pantalla Action | 61 |
| Figura 3.11 Pantalla Training | 61 |
| Figura 3.12 Pantalla Advanced | 61 |
| Figura 3.13 Pantalla Test Bench | 62 |
| Figura 3.14 Ventana para grabar la señal | 62 |
| Figura 3.15 Ventana para convertir de EDF a CSV | 62 |
| Figura 3.16 Ventana FFT | 63 |
| Figura 3.17 Subvi para realizar interfaz Control Panel - Labview | 64 |
| Figura 3.18 Subvi para el movimiento de las cejas | 64 |
| Figura 3.19 Programa OpenVibe]..... | 64 |
| Figura 3.20 Openvibe Server | 65 |
| Figura 3.21 Selección de la interfaz | 65 |
| Figura 3.22 Colocar ubicación archivo edk.dll | 66 |
| Figura 3.23 Comunicación establecida | 66 |
| Figura 3.24 Plataforma OpenViBeDesigner | 67 |
| Figura 3.25 Cambio de Características del Filtro | 67 |
| Figura 3.26 Programa Funcionando | 68 |
| Figura 3.27 Conexión Establecida OpenvibeDesigner y Server | 68 |
| Figura 3.28 Manual del Usuario y Mantenimiento..... | 69 |
| Figura 4.1 Comparación fisiológica de las señales ECG DI..... | 72 |
| Figura 4.2 Comparación fisiológica de las señales ECG DII..... | 72 |
| Figura 4.3 Comparación fisiológica de las señales ECG DIII..... | 72 |
| Figura 4.4 Comparación fisiológica de las señales EMG..... | 73 |
| Figura 4.5 Empleo del equipo por la especialista..... | 74 |
| Figura 4.6 Medición de ECG a un paciente..... | 74 |
| Figura 4.7 Señal característica ECG DI..... | 75 |
| Figura 4.8 Principales ondas de la señal ECG | 76 |
| Figura 4.9 Segmentos del ECG..... | 76 |
| Figura 4.10 Intervalos del ECG..... | 76 |

| | |
|---|----|
| Figura 4.11 a) Señal de una persona sana y tranquila. b) Señal de una persona sana y agitada | 76 |
| Figura 4.12 Derivación D I de la primera persona | 78 |
| Figura 4.13 Derivación D II de la primera persona | 78 |
| Figura 4.14 Derivación D III de la primera persona | 78 |
| Figura 4.15 Derivación D I de la segunda persona | 78 |
| Figura 4.16 Derivación D II de la segunda persona | 79 |
| Figura 4.17 Derivación D III de la segunda persona | 79 |
| Figura 4.18Flujograma del algoritmo | 79 |
| Figura 4.19 a) Señal original. b) Señal después del filtro notch. c) Señal normalizada d) señal después del filtro pasabajo e) Señal después del filtro pasa alto. f) Señal después de la derivación. g) Cuadratura h) Ventana Móvil i) Señal original con las detecciones de los complejos QRS | 80 |
| Figura 4.20 Derivación D I del sujeto 1 con la detección del Complejo QRS | 80 |
| Figura 4.21 Derivación D II del sujeto 1con la detección del Complejo QRS | 81 |
| Figura 4.22 Derivación D III del sujeto 1con la detección del Complejo QRS | 81 |
| Figura 4.23 Derivación D I del sujeto 2con la detección del Complejo QRS | 81 |
| Figura 4.24 Derivación D II del sujeto 2con la detección del Complejo QRS | 81 |
| Figura 4.25 Derivación D III de del sujeto 2con la detección del Complejo QRS | 81 |
| Figura 4.26 Adquisición de la señal ECG DIII | 82 |
| Figura 4.27 BPM y pulsos indicadores de la onda R para la creación del beep | 83 |
| Figura 4.28 Programa de BPM y beep de la onda R | 83 |
| Figura 4.29 Ubicación de los electrodos en el miembro superior (bíceps) | 84 |
| Figura 4.30 Señal EMG perteneciente al bíceps músculo del miembro superior | 85 |
| Figura 4.31 Señal EMG original | 85 |
| Figura 4.32 EMG elevada al cuadrado, de la contracción del bíceps con un peso de 0 Lb | 85 |
| Figura 4.33 Señal EMG original | 86 |
| Figura 4.34 b) EMG elevada al cuadrado, de la contracción del bíceps con un peso de 8 Lb | 86 |
| Figura 4.35 a) Señal EMG original b) EMG elevada al cuadrado, de la contracción del bíceps con un peso de 14 Lb | 86 |
| Figura 4.36 Ubicación de los electrodos en el miembro inferior (gemelo externo) | 87 |
| Figura 4.37 Señal EMG perteneciente al gemelo externo músculo del miembro inferior | 87 |
| Figura 4.38 a) Señal EMG original, b) EMG elevada al cuadrado, de la contracción del gemelo externo con un peso de 0 Lb | 88 |
| Figura 4.39 a) Señal EMG original b) EMG elevada al cuadrado, de la contracción del gemelo externo con un peso de 75 Lb | 88 |
| Figura 4.40 a) Señal EMG original b) EMG elevada al cuadrado, de la contracción del gemelo externo con un peso de 150 Lb | 89 |
| Figura 4.41 Diagrama en Labview para el control de un motor DC | 90 |
| FIGURA 4.42 Motor | 90 |
| Figura 4.43 EMG del músculo gemelo externo | 90 |
| Figura 4.44 EMG al cuadrado del músculo gemelo externo | 90 |
| Figura 4.45 Tensión suministrada al motor DC, controlado por el gemelo externo | 90 |
| Figura 4.46 Epoc colocado correctamente | 92 |
| Figura 4.47 Indicadores del estado de conexión de los electrodos | 92 |
| Figura 4.48 Guardar y convertir archivos .edf a .csv | 93 |
| Figura 4.49 FFT EEG | 93 |

| | |
|---|-----|
| Figura 4.50 Máximos FFT EEG..... | 93 |
| Figura 4.51 FFT EEG..... | 94 |
| Figura 4.52 Máximos de FFT EEG..... | 94 |
| Figura 4.53 Colocación de los electrodos básicos..... | 94 |
| Figura 4.54 EEG en LabView..... | 95 |
| Figura 4.55 FFT..... | 95 |
| Figura 56 Máximos FFT EEG..... | 95 |
| Figura 4.57 FFT EEG..... | 96 |
| Figura 58 Máximos de la FFT EEG..... | 96 |
| Figura 4.59 Diagrama del Programa..... | 98 |
| Figura 4.60 Panel Frontal..... | 98 |
| Figura 4.61 Ver lado Izquierdo..... | 99 |
| Figura 4.62 Motor gira al lado Izquierdo..... | 99 |
| Figura 4.63 Ver lado Derecho..... | 99 |
| Figura 4.64 Motor gira a la derecha..... | 99 |
| Figura 4.65 Señal de Error..... | 99 |
| Figura 4.66 Programa con Filtro de 7 a 13Hz..... | 100 |
| Figura 4.67 Panel del Programa ondas alpha..... | 101 |
| Figura 4.68 Señal Programa con Filtro de 13 a 30Hz..... | 101 |
| Figura 4.69 Panel con señales de ondas beta..... | 102 |

INDICE DE TABLAS

| | |
|---|----|
| Tabla 1.1 Componentes de la señal ECG..... | 4 |
| Tabla 1.2 Áreas especializadas del cerebro | 7 |
| Tabla 1.3 registros eléctricos del cerebro | 9 |
| Tabla 1.4 Control de la actividad del músculo esquelético | 10 |
| Tabla 1.5 Muestreo y cuantización de una señal | 13 |
| Tabla 2.1 Esquemas de los Filtros utilizados | 23 |
| Tabla 2.2 Especificaciones Emotiv Epor headset | 36 |
| Tabla 2.3 Característica del Equipo..... | 49 |
| Tabla 2.4 Ganancias de las etapas del Circuito ECG y EMG..... | 50 |
| Tabla 2.5 Tipos de Sistemas para la ubicación de electrodos | 51 |
| Tabla 3.1 Filtros digitales para la adquisición de ECG..... | 58 |
| Tabla 3.2 Descripción del subVI de la señal ECG..... | 59 |
| Tabla 3.3 Filtros digitales para la adquisición de ECG..... | 69 |
| Tabla 3.4 Descripción del subVI de la señal EMG | 69 |
| Tabla 4.1 Datos para la calibración del módulo..... | 71 |
| Tabla 4.2 Validación del Módulo..... | 72 |
| Tabla 4.3 Datos para la calibración del módulo..... | 73 |
| Tabla 4.4 Validación del Módulo..... | 73 |
| Tabla 4.5 Requerimientos para la realización de prácticas ECG..... | 74 |
| Tabla 4.6 Requerimientos para la realización de prácticas EMG | 84 |
| Tabla 4.7 Requerimientos para la realización de prácticas EMG | 91 |
| Tabla 4.8 Máximos de la FFT del EEG | 93 |
| Tabla 4.9 Máximos de la FFT del EEG | 94 |
| Tabla 4.10 Máximos de la FFT de la señal EEG..... | 96 |
| Tabla 4.11 Máximos de los valores de la FFT..... | 96 |
| Tabla 4.12 Análisis de resultados EEG..... | 97 |

CAPÍTULO 1: BIOSEÑALES ECG, EEG y EMG

En este capítulo se describen las señales ECG, EEG y EMG cuyo estudio es importante para el desarrollo de herramientas para el seguimiento de pacientes y diagnóstico de patologías.

1.1 Descripción de la señal ECG

El Electrocardiograma o ECG es la representación gráfica de la actividad eléctrica del corazón. Esta bioseñal se obtiene con un electrocardiógrafo en forma continua y es útil para saber la duración del ciclo cardíaco.

1.1.1. El corazón

El corazón es un órgano muscular que tiene de 12 a 13 cm desde su base a su punta y de 7 a 8 cm en su punto más ancho, con un peso aproximado de 0.5 lb[1]. Está formado por una bomba derecha que encamina la sangre a los pulmones y una izquierda que bombea sangre a los órganos periféricos [1] por lo que su función primaria es fundamentalmente mecánica dado que se encarga de bombear sangre a través del sistema circulatorio. Consta de dos cavidades, la *Aurícula* que es una bomba cebadora que ayuda al ingreso de la sangre al ventrículo y la cavidad *Ventricular* que es lo que proporciona la principal fuerza de propulsión de la sangre a través de los pulmones. En la FIGURA 1.1 se muestra la estructura del corazón y el curso del flujo sanguíneo.

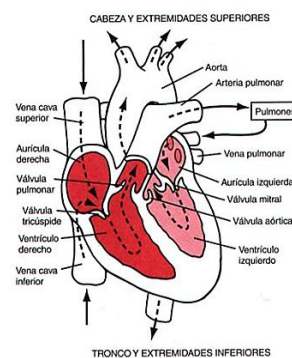


Figura 1.1 Vista de la estructura del corazón y el curso del flujo sanguíneo [2]

El corazón ocupa una pequeña región entre la tercera y sexta costilla en la porción central de la cavidad torácica del cuerpo ver FIGURA 1.2.

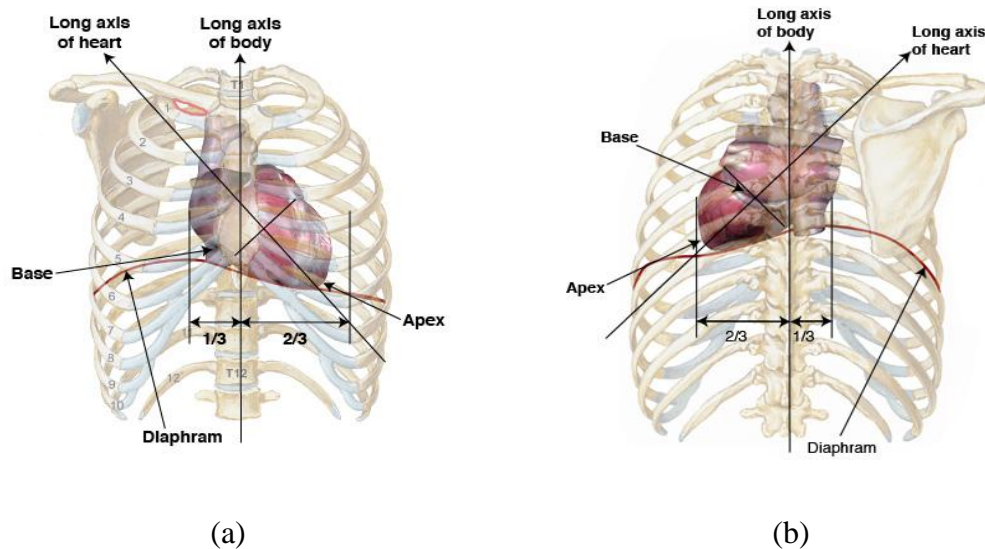


Figura 1.2 Vista de la cavidad torácica indicando la posición del corazón con respecto a las costillas y el diafragma (a) frontal (b) posterior. Fuente [3]

1.1.2. Fisiología del músculo cardíaco

El corazón está compuesto por tres tipos de músculos: el cardíaco, el músculo auricular y el músculo ventricular, además de dos fibras musculares: las excitadoras y las conductoras. Las fibras de las aurículas y ventrículos se contraen a gran medida, en cambio, las fibras musculares excitadoras y conductoras se contraen débilmente porque contienen pocas fibrillas contráctiles pero muestran ritmo y velocidades de conducción que da un sistema de estimulación cardíaca que controla el latido cardíaco. El músculo cardíaco es estriado y tiene miofibrillas que contienen filamentos de actina y miosina.

1.1.3. Potenciales de acción del músculo cardíaco

El potencial de acción (FIGURA 1.3) se registra en el músculo ventricular y su valor medio es de 105 mV ya que en cada latido de potencial de membrana se eleva del valor inicial y es muy negativo -85 mV y llega hasta un valor de 20 Mv[4]. El impulso cardíaco que atraviesa el corazón se propaga a los tejidos que le rodean y parte de ella se extiende por todas partes hasta llegar a la superficie del cuerpo. Al colocar electrodos¹ sobre la piel y en el corazón se puede llegar a registrar los potenciales eléctricos generados por esa corriente.

¹Los electrodos son pequeños discos metálicos con cables delgados y que permiten detectar minúsculas cargas eléctricas que resultan de la actividad de las células musculares o cerebrales.

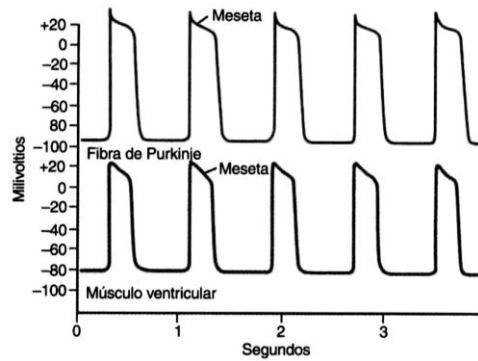


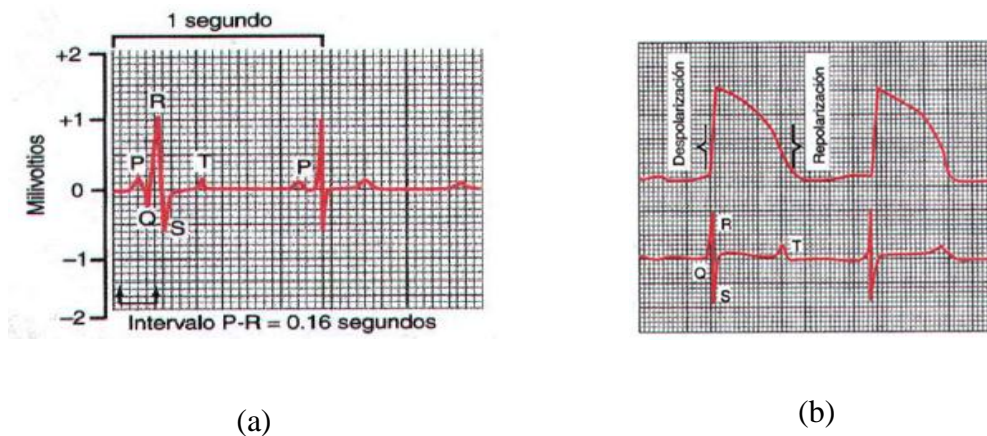
Figura 1.3 Potenciales de acción rítmicos [4]

1.1.4. Ciclo cardiaco

Los sucesos que se dan desde el comienzo de un latido hasta el comienzo de otro se le conoce como ciclo cardiaco, cada ciclo es generado espontáneamente por el potencial de acción en el nódulo sinusal (está situado en la pared lateral superior de la aurícula derecha) que es donde se da el impulso eléctrico y origina un latido cardiaco[1]. Cuando el impulso cardiaco atraviesa el corazón la corriente eléctrica provocada también se propaga a los tejidos que le rodean y una pequeña parte se extiende a la superficie del cuerpo. Al colocar electrodos sobre la piel y otro en el corazón se pueden obtener los potenciales eléctricos generados y cuando se obtiene la señal de este a eso se le conoce como electrocardiograma (FIGURA 1.4).

1.1.5. Características del ECG

El ECG está formado por una onda P, un complejo QRS que tiene tres ondas separadas: la onda Q, R, S y una onda T (ver FIGURA 1.4a).



(a)

(b)

Figura 1.4(a) Electrocardiograma Normal. (b) Potencia de acción monofásico y electrocardiograma[4]
En la tabla 1 se indica la descripción de cada una de ellas.

| COMPONENTE | DESCRIPCIÓN |
|---------------------|---|
| Onda P | Se produce por los potenciales eléctricos generados cuando las aurículas se despolarizan ² antes de cada contracción auricular. En condiciones normales es la primera marca reconocible en el ECG. Su duración es menor de 100ms y su voltaje no excede los 2,5mV |
| Intervalo PR | Su duración debe estar comprendida entre los 120 y 200ms |
| Complejo QRS | Se produce por los potenciales que se generan cuando los ventrículos se despolarizan antes de contraerse |
| Segmento ST | Comprende desde el final del complejo QRS hasta el inicio de la onda T |
| Onda T | Se debe a los potenciales que se generan cuando los ventrículos se recuperan de su estado de despolarización, esto se da por lo general en el músculo ventricular de 0.25 a 0.35 s después de la despolarización. A esta onda se la conoce como onda de repolarización ³ . Su duración es de 80 a 100ms. Corresponde a la repolarización ventricular, aparece al final del segmento ST |
| Intervalo QT | Comprende desde el inicio del complejo QRS hasta el final de la onda T y representa la despolarización y repolarización ventricular. Su duración estará entre 320 y 400 ms |

Tabla 1.1 Componentes de la señal ECG[1]

La onda P aparece al inicio de la contracción de las aurículas y el complejo QRS se produce al comenzar la contracción de los ventrículos. Los ventrículos permanecen contraídos durante un milisegundo después de haberse producido la repolarización que es en el final de la onda T. Las aurículas se repolarizan alrededor de 0.15 a 0.20s después de la onda P. Esto ocurre exactamente en el instante en que el complejo QRS se está registrando en el electrocardiograma. La onda de repolarización auricular (T) suele quedar enmascarada por el voltaje del complejo QRS que es mucho mayor. La onda de repolarización ventricular es la onda T del electrocardiograma, Habitualmente algunas fibras del músculo ventricular comienza a repolarizarse unos 0.20s después del comienzo de la onda de despolarización (QRS), pero muchas fibras no lo hacen hasta 0.35s. Así pues el proceso de la repolarización dura 0.15s por esa razón la onda T del electrocardiograma normal es

²*Despolarización:* Se presenta cuando la membrana se vuelve súbitamente permeable a los iones de sodio lo que permite el flujo hacia el interior del axón de enormes cantidades de iones sodio cargado positivamente.

³*Repolarización:* Cuando han pasado 10 milésimas de segundo después de que la membrana se ha hecho muy permeable a los iones de sodio estos canales comienzan a cerrarse pero los canales de potasio se abren más de lo habitual lo que provoca que haya una rápida difusión de iones de potasio en el interior de la membrana restableciendo el potencial de reposo negativo normal de la membrana.

una onda prolongada, aunque el voltaje de la misma es considerablemente menor que el voltaje del complejo QRS (FIGURA 1.4b) [1].

1.1.6. Derivaciones electrocardiográficas

Las derivaciones son combinaciones que se dan con cables y electrodos, y con el electrocardiograma forman un circuito completo, se clasifican en bipolares, aumentadas y precordiales. Para realizar el monitoreo de un paciente, lo normal es usar 3 electrodos, logrando con esto 3 derivaciones conocidas como *bipolares*, y la información que se consigue es básica. Si es necesario realizar un monitoreo profundo existen 9 derivaciones de las cuales 3 son llamadas unipolares aumentadas y otras 6 llamadas derivaciones precordiales. Cada derivación constituye un puesto de observación y registro de la actividad eléctrica desde distintos puntos, usando estas tres derivaciones sobre el cuerpo se forma un sistema triaxial, llamado Triángulo de Einthoven. En la FIGURA 1.5 se indica la disposición de los electrodos registrando derivaciones electrocardiográficas estándar [1].

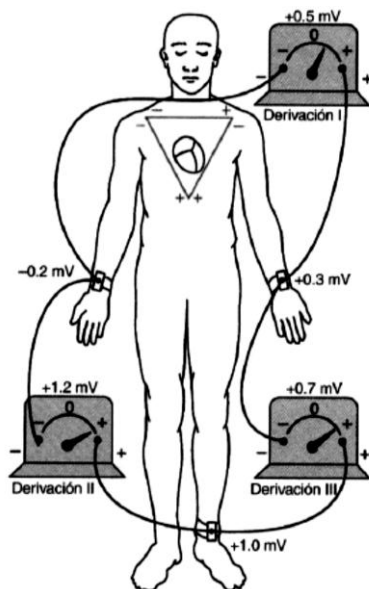


Figura 1.5 Disposición de los electrodos registrando derivaciones electrocardiográficas estándar[4]

Derivación I: brazo izquierdo (LA) va el terminal positivo y el brazo derecho (RA) colocando el terminal negativo el electrocardiógrafo registra potenciales positivos de +0.5mV.

Derivación II: Pierna izquierdo (LF) va el terminal positivo y el brazo derecho (RA) colocando el terminal negativo, el electrocardiógrafo registra potenciales positivos de +1.2V.

Derivación III: Pierna izquierdo (LF) va el terminal positivo y el brazo izquierdo (LA) colocando el terminal negativo, el electrocardiógrafo registra potenciales positivos de +0.7V.

1.1.7. Ley de Einthoven

La *Ley de Einthoven* afirma que si en cualquier momento se conocen los potenciales eléctricos de dos de las tres derivaciones electrocardiográficas bipolares de los miembros, el tercero se pueden conocer matemáticamente sumando los potenciales de las dos derivaciones conocidas tomando en cuenta el signo positivo y negativo de dichas derivaciones [3]. En la FIGURA 1.6 se muestra los trazos electrográficos de las tres derivaciones registrando trazos característicos de la señal como ondas P y T positivas y la onda QRS.



Figura 1.6 Gráficas de las derivaciones estándar [1]

En la derivación DII se aprecia mejor la onda P y es la preferida para el diagnóstico de las arritmias.

1.1.8. Colocación de los electrodos

Cuando se desean obtener las diferentes señales del electrocardiograma se colocan los electrodos acorde a la selección de la derivación electrocardiográfica. Cuando se emplean tres electrodos se registra una derivación formada por dos de ellos, mientras el tercero hace las veces de tierra. Las derivaciones obtenidas de esta manera son DI, DII y DIII. El electrodo del brazo derecho debajo de la clavícula derecha, el electrodo del brazo izquierdo en la posición correspondiente a V5 y el electrodo de la pierna izquierda se lo puede colocar en una posición vertical de ésta y el corazón [4].

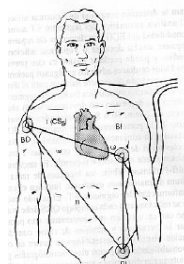


Figura 1.7 Derivación V5 modificada [4]

1.2 Descripción de la señal EEG

El Electroencefalograma o EEG es la representación de las señales eléctricas del cerebro, es decir, es la visualización de los estímulos eléctricos producidos por el cerebro por medio de las neuronas y que tienen pequeños valores de voltaje.

1.2.1. El cerebro

El cerebro humano es el centro del sistema nervioso y pesa en promedio alrededor de 3 libras (1,5 kg) representando el 2% del peso corporal [5], es muy suave y con una consistencia similar a la de gelatina blanda (FIGURA 1,8).

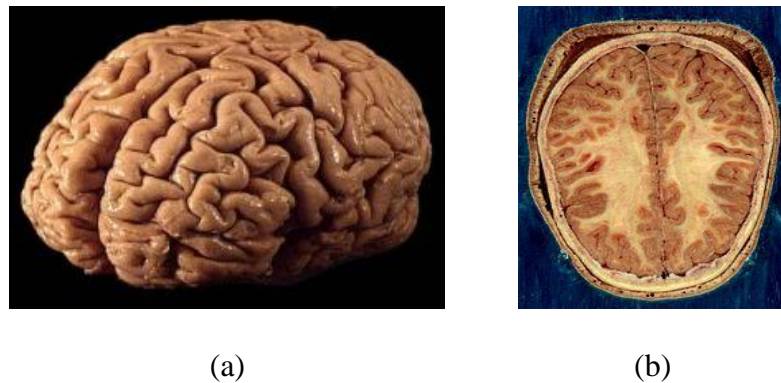
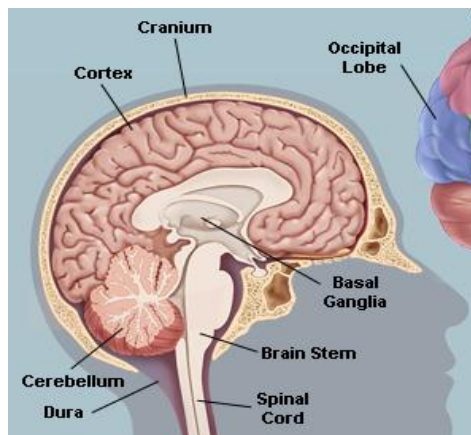


Figura 1.8 Cerebro Humano. (a) vista frontal. (b) vista de un corte transversal[6].

En la Tabla 1.2 se describen las áreas especializadas del cerebro.



La corteza: es la capa más externa de las células cerebrales y en ésta comienzan los movimientos de pensamiento voluntario.

Tallo cerebral: está entre la médula espinal y el resto del cerebro y controla funciones como la respiración y el sueño

Cerebelo: llamado pequeño cerebro pesa 150 gr. Está vinculado con la postura, el caminar y el realizar movimientos coordinados.

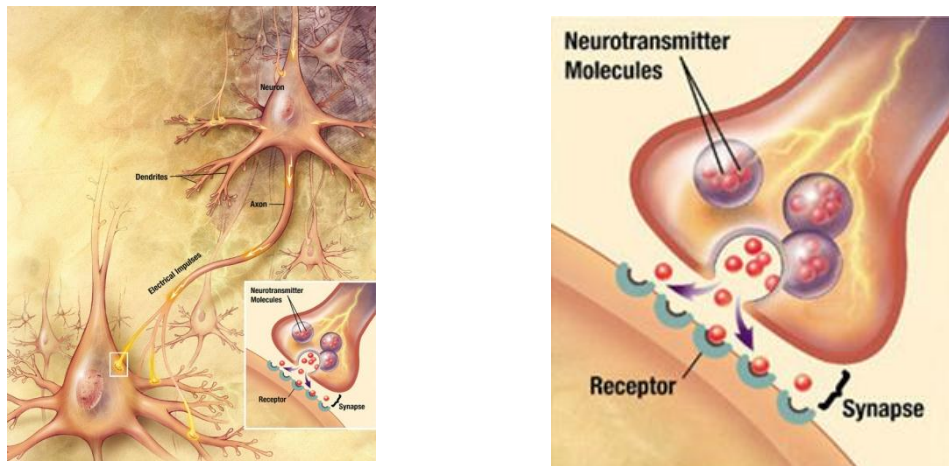
Ganglios basales: son un grupo de estructuras en el centro del cerebro, coordinan mensajes entre múltiples otras áreas del cerebro.

Tabla 1.2 Áreas especializadas del cerebro [7]

1.2.2. Las Neuronas

Las neuronas son células eléctricamente excitables que transmite información por la señalización eléctrica y química. Se estima que el número de neuronas (células nerviosas) en el cerebro humano va desde 80 a 120 mil millones y son los componentes principales del sistema nervioso, que incluye el cerebro, la médula espinal y los ganglios periféricos [1].

Se clasifican en dos tipos: las *neuronas aferentes osensoriales* que transmiten información de los tejidos y órganos al sistema nervioso central y las *neuronas eferentes o motoras* que transmitenseñales desde el sistema nervioso central a las células efectoras [1].



(a)

(b)

Figura 1.9 (a) Neurona (b) Sinapsis [8]

1.2.3. Características del EEG

Las señales EEF se caracterizan por sus amplitudes extremadamente pequeñas en un margen de tensión de $5\mu\text{V}$ a $300\mu\text{V}$ y un margen de frecuencias de 0 Hz a 150 Hz, por lo cual las cargas se amplifican y mediante un equipo especializado se pueden apreciar en forma de gráfica ya sea en una computadora o imprimir en papel. Los registros eléctricos del cerebro se clasifican en ondas alpha, beta, theta y delta. En la tabla 3 se describen cada una de ellas [1].

Alfa 

Alpha: Describe una actividad eléctrica de 8-12Hz, típicamente de 20 a 50uV y se detecta

en una persona despierta y en estado de relajación.

Beta: De 14 a 25Hz se detecta cuando una persona está pensando o respondiendo a algún estímulo.

Theta: La de más baja amplitud pueden ser de más de 20uV y de 4 a 8Hz, se detecta cuando una persona está dormida.

Delta: De 0.5 a 4 Hz, se detecta en estado profundo de sueño.

Tabla 1.3 registros eléctricos del cerebro [2]

1.2.4. Alternativas de detección de las señales EEG

El Comité de la Federación Internacional de Sociedades de Electroencefalografía y Neurofisiología Clínica recomendó un sistema específico de posicionamiento y denominación de electrodos para usar en todos los laboratorios bajo condiciones estándares, como se observa en la FIGURA 1.10. Esta recomendación se conoce hoy en día como el estándar 10-20. Cada canal recibe un nombre (una o dos letras y un número) de acuerdo a la zona de la cabeza donde se encuentra ubicado. Para determinar la posición en un lugar específico de la cabeza de cada paciente se deben hacer algunas mediciones longitudinales y transversales de las dimensiones craneales. Para registrar un EEG se colocan de 14 a 25 electrodos en la superficie del cuero cabelludo.

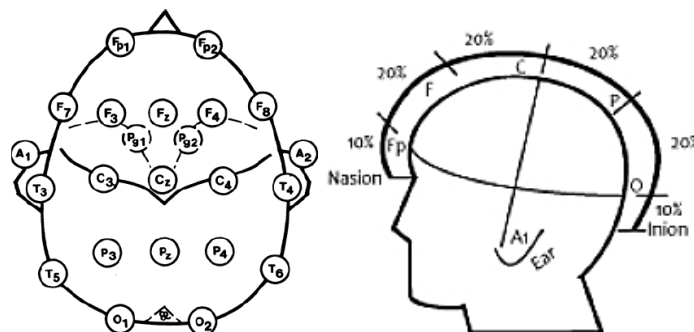


Figura 1.10 Posición de los electrodos EEG en el estándar internacional 10-20 [9].

Los montajes de EEG normalmente se clasifican en dos categorías, por un lado están los montajes que utilizan una señal común (denominados monopolares) a la cual

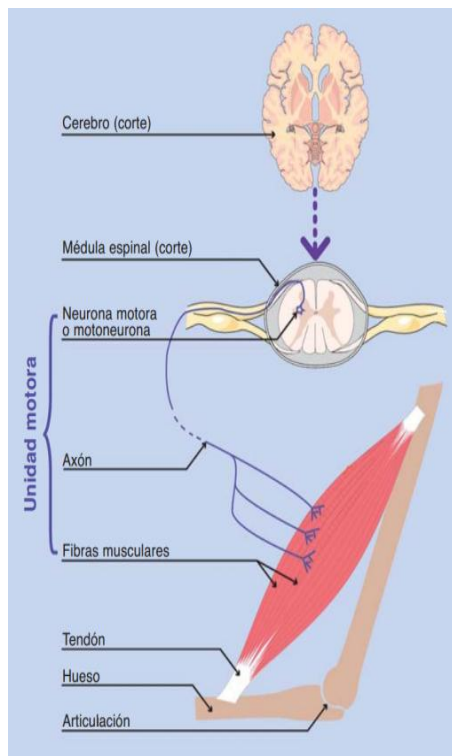
están referidos cada uno de los canales y por el otro están los montajes que hacen referencia a registrar la diferencia de potencial entre dos canales, a este último tipo de montaje se les denomina montajes.

1.3 Descripción de la señal EMG

El Electromiograma o EMG es la representación de las señales eléctricas de los músculos.

1.3.1. Los músculos

Los *músculos*⁴ pueden considerarse los “motores” del cuerpo humano dado que sus propiedades de excitabilidad, contractibilidad, elasticidad, extensibilidad y plasticidad les permiten generar fuerza y movimiento [2].



Cerebro: El cerebro envía la información para producir el movimiento

Médula Espinal: Masa de tejido nervioso que lleva los impulsos nerviosos comunicando el encéfalo con el cuerpo, su función eferente, en la que el cerebro ordena a los órganos efectores permite realizar determinada acción, llevando estos impulsos hacia el tronco, cuello y miembros.

Unidad motora: Está formada por una motoneurona situada en la médula espinal, por su prolongación (axón) que avanza en el nervio periférico y por el conjunto de las fibras musculares inervadas por la motoneurona. Cada axón motor se divide en una serie de ramificaciones, cada una de las cuales inerva una única fibra muscular.

Hueso, tendón⁵ y articulación: Un conjunto de músculos y sus tendones se unen a las superficies de los huesos y hacen posible la movilidad de la articulación

Tabla 4 Control de la actividad del músculo esquelético[10]

En el cuerpo humano se tienen tres tipos de músculos, el *músculo esquelético* (representa alrededor del 40% del organismo), el *músculo liso* y el *músculo cardíaco* (10% del organismo) [2] y el sistema nervioso es indispensable para su

⁴La palabra *músculo* viene del latín *musculus* que significa ‘ratón pequeño’.

⁵Tendones: conecta músculos con el hueso

funcionamiento, en la tabla 4 se describe el control de la actividad muscular. Anatómicamente, el músculo esquelético está constituido por fascículos musculares formados, a su vez, por un conjunto de fibras musculares. Cada músculo se inserta en el hueso por medio de los tendones, que están constituidos básicamente por tejido fibroso, elástico y sólido [10].

El EMG o "Electromyography" es una señal que se forma por las variaciones del estado de las fibras musculares, y su estudio se emplea en investigación médica (cirugía, neurología), desarrollo de equipos para rehabilitación, ergonomía y ciencia del deporte [11]. En la FIGURA 1.11 se muestra la forma característica de una señal EMG en la cual se identifica 3 contracciones musculares.

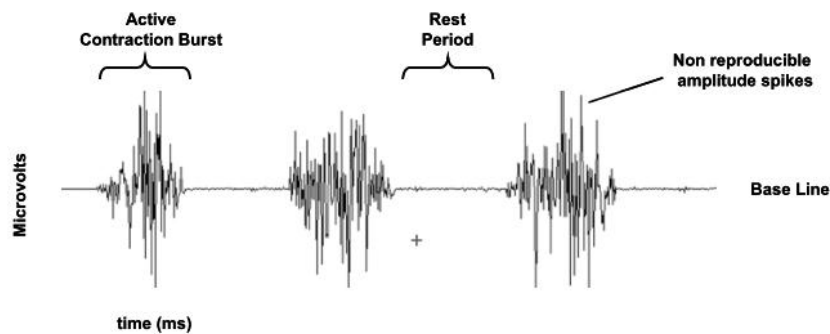


Figura 1.11 Forma característica de una señal EMG [11].

1.3.2 Características de la señal EMG

Las principales características de las señales EMG son: la amplitud del pico principal, los cambios de fase de la señal, la duración y la estabilidad de la misma.

La amplitud de la tensión que se puede medir está comprendida entre los centenares de μV hasta unos pocos mV , y el espectro frecuencial entre los 20 y los 500 Hz, concentrando la mayor parte de potencia entre los 50 y los 200 Hz. La duración se define como el tiempo desde la deflexión inicial al retorno a la línea de base, y suele tener unos valores medios de entre 5 y 15 ms [1].

Entre los factores que influyen en la señal EMG que pueden provocar alteraciones en sus características está el tipo de acción que ejerce el músculo, la energía y oxígeno disponible en el metabolismo, la fatiga muscular, el tipo de electrodos y colocación

de los mismos, las características del tejido, el ruido del ambiente y las señales de otros músculos (por ejemplo el corazón) [11].

Para la adquisición de las señales se recomienda limpiar la piel de vello e impurezas, y por higiene y seguridad emplear electrodos desechables.

En EMS superficial el espectro de frecuencia se encuentra entre 10 y 250 Hz, la distribución de potencia se calcula con la Transformada Rápida de Fourier FFT, en la FIGURA 12 se muestra el espectro de una EMG.

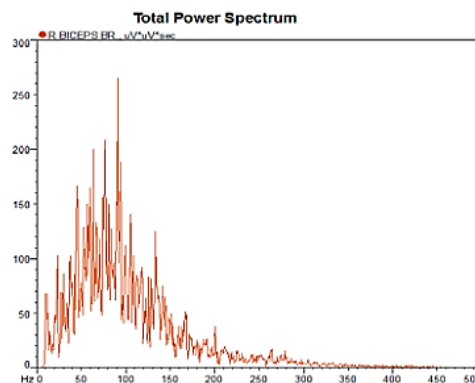


Figura 12 Espectro de potencia de una señal sEMG entre 10 y 250 Hz [11]

Para obtener las señales se colocan electrodos adheridos a la piel sobre el músculo correspondiente, la señal obtenida se conectan al amplificador de ruido y es posteriormente filtrada (ver FIGURA 1.13). La visualización de la señal en el computador permite realizar el análisis con técnicas de procesamiento digital.

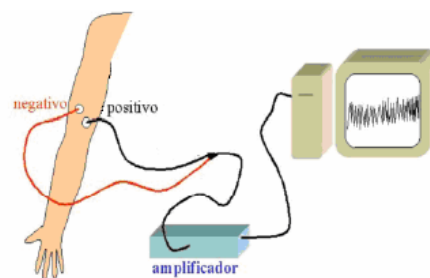


Figura 1.13 Adquisición de señales EMG[12]

Existen dos métodos para detectar las señales EMG, la invasiva y la no invasiva. El método invasivo emplea electrodos intramusculares mientras que el método no invasivo utiliza electrodos superficiales. En la FIGURA 1.13 se observa un ejemplo de adquisición de las señales EMG con electrodos superficiales.

1.4 Técnicas de procesamiento digital de bioseñales

1.4.1. Adquisición

La etapa de adquisición de una bioseñal captada de los electrodos antes de convertirse al dominio digital debe ser preprocesada en una etapa analógica que incluye la transducción, amplificación y filtrados analógicos

La etapa digital implica pasar de una representación continua en el tiempo a otra discreta, permitiendo aprovechar las ventajas de almacenamiento, procesado y transmisión que proporcionan los sistemas digitales. Esto implica dos etapas: el muestreo y la cuantización (ver tabla 5), ambos factores modifican las características de la señal.

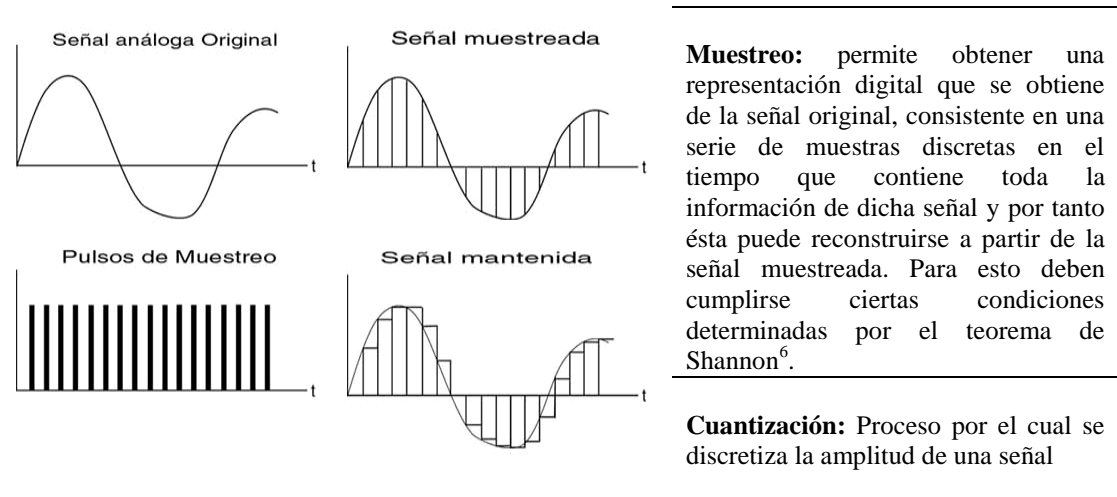


Tabla 5 Muestreo y cuantización de una señal [13]

1.4.2. Preprocesado digital de la señal

Esta etapa tiene como objetivo destacar la información deseada del resto de la señal, que usualmente tiene ruido asociado para lo cual se aplican técnicas de atenuación y cancelación de ruido como filtrado digital adaptativo o promediado. Cuando el ruido tiene un espectro no significativo se aplican filtros digitales (eliminar frecuencia de la red eléctrica), si el espectro del ruido coincide e interfiere con la señal se emplean

⁶Teorema de Shanon o teorema del muestreo: Establece que una señal continua puede reconstruirse sin pérdida de información si y solo si la frecuencia de muestreo (la razón con la que se toman muestras de la señal analógica) es mayor que el doble de la máxima frecuencia del espectro de la señal original.

filtros promediado, y si la señal de ruido varía con el tiempo se emplean filtros adaptativos⁷[14].

1.4.3. Filtrado Digital

El filtrado digital se utiliza en la fase de preprocesado del detector como función de transferencia que actúa sobre una zona del espectro de la señal atenuándola o amplificándola. Para ello, se requiere un conocimiento previo del contenido frecuencial de la señal [15].

El diseño de filtros se realiza con base a ciertos requerimientos, generalmente relacionados con su respuesta en frecuencia. Existen diversas técnicas de diseño, entre las que se destaca el método de ventanas, el muestreo en frecuencia y el diseño de rizado constante para el caso FIR, y el método del impulso invariante o la transformación bilineal para filtros IIR.

El filtrado digital para señal ECG se emplea para la detección de complejos QRS. El objetivo es destacar las frecuencias asociadas a dichos complejos atenuando los de las demás ondas (P,T). Se aplica un filtro pasa banda FIR de fase lineal, y su módulo y fase así como la señal de entrada y su correspondiente salida filtrada se muestran en la FIGURA 1.14 en la que puede observarse, es posible establecer un umbral de amplitud en la señal filtrada que sólo corte en puntos de los QRS, lo que no era factible en el caso de la señal de entrada ya que las ondas T presentan amplitudes similares a los QRS.

⁷ Cuando no se dispone de información a priori de la señal y el ruido, o cuando éstos no son estacionarios, no puede diseñarse un filtro óptimo a priori. Los filtros adaptativos (FA) pueden automáticamente modificar sus parámetros adaptándose a dichos cambios.

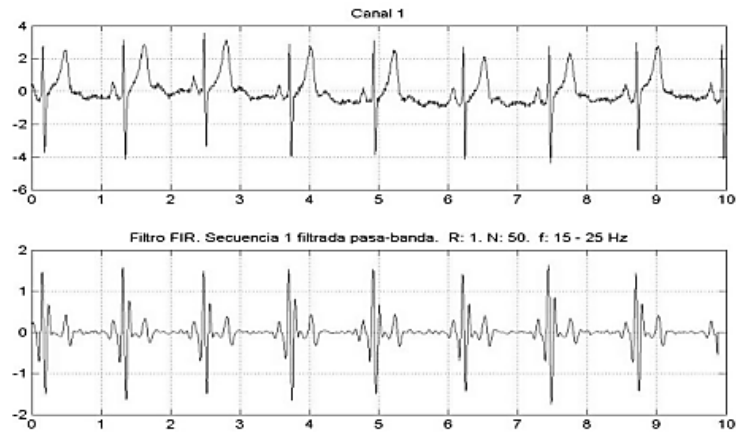


Figura 1.14 Filtrado pasa-banda FIR aplicado a señal ECG, en la parte superior la señal de entrada, inferior la salida filtrada [14]

En la FIGURA 1.15 se muestra un ejemplo de las etapas para la adquisición de una señal de ECG.

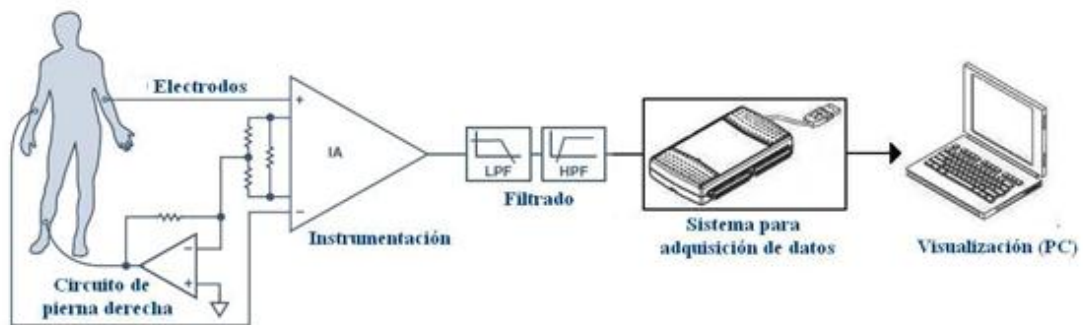


Figura 15 Etapas para la adquisición de una señal de ECG [14].

1.4.4. Seguridad Eléctrica de Equipo Biomédico

La tecnología médica ha aumentado la seguridad de los equipos y ha reducido los riesgos debidos al manejo y utilización. En la actualidad, las aplicaciones médicas los niveles de seguridad que deben reunir los sistemas de instrumentación están normalizados. El aumento de la complejidad de los dispositivos médicos y su manejo provoca un número considerable de daños a pacientes. La mayoría de estos daños se pueden atribuir a un uso inadecuado del equipo o falta de experiencia en su manejo. Por lo tanto, suponiendo que el equipo puede fallar, deben desarrollarse sistemas de seguridad lo más fiables posibles.

Para cuantificar los riesgos y los criterios apropiados de seguridad eléctrica, existen recomendaciones en función de la aplicación con respecto al paciente y el equipo electromédico. Existen entre éstos equipos que no van a ser usados en la proximidad del

paciente, equipos de pacientes sin conexiones a pacientes y equipos en contacto con pacientes [16].

Equipos en contacto con pacientes: Son equipos con partes que pueden ser aplicadas a pacientes (ej: electrocardiógrafos) deben cumplir criterios adicionales para controlar posibles corrientes de fuga a esas partes aplicadas. Los equipos diseñados para tener conexiones aisladas, deben pasar pruebas de aislamiento de la conexión del paciente (ej: electrodos). La prueba consiste, por ejemplo, en aplicar un voltaje referenciado a tierra a cada una de las conexiones de paciente y medir la corriente resultante.

El equipo se deberá construir de forma que exista una protección adecuada contra el contacto accidental con las partes sometidas a tensión. Esta protección deberá mantenerse durante el funcionamiento normal del equipo, en caso de cambio de ubicación, apertura de cubierta o tapas para las que no se requiera ningún tipo de herramienta

1.4.5. Algoritmo de detección

Uno de los algoritmos para la detección del QRS se basa en el análisis de amplitud, pendiente y anchura de los complejos QRS es el de Pan y Tompkins.



Figura 1.16 Diagrama de bloques del algoritmo de Pan y Tompkins. [17]

Las etapas del mismo son [17]:

- Filtrado pasa-banda: compuesto por un pasaalto y pasabajo en cascada, que atenúa las frecuencias bajas características de las ondas P y T, también atenúa las frecuencias altas del EMG y la interferencia de red.
- Derivación: destaca las pendientes rápidas de la señal, que coinciden en el caso del ECG con el QRS.
- Transformación no lineal: eleva al cuadrado la señal, convirtiéndola en positiva antes de la integración, y acentuando también las frecuencias altas, que corresponden al QRS.
- Promediación: puesto que complejos anormales con amplitudes y pendientes iguales o mayores que los QRS, como es el caso de los PVC, pueden ser detectados como QRS normales, se utiliza un promediador de ventana móvil para obtener la

duración del complejo detectado, ya que los PVC suelen presentar duraciones mayores que los QRS normales. La ecuación del promediador viene dada por:

$$y(n) = [x(n - (N-1)) + x(n - (N-2)) + \dots + x(n)] / N$$

Donde N es el número de muestras de la ventana. La anchura de la ventana debe tomarse de manera que contenga los complejos QRS sin llegar a incluir la onda T. El algoritmo fija este valor en 150 ms.

Se definen dos tipos de umbrales, que permiten diferenciar si la detección corresponde a un QRS o a ruido (onda T, EMG, etc.). Cada vez que se detecta un QRS o ruido, los correspondientes umbrales se actualizan con el nuevo valor, por lo que el algoritmo se adapta a los cambios del ECG para cada paciente en particular.

Si se produce un fallo de detección (un QRS no es detectado porque el umbral en ese instante es demasiado alto), el algoritmo implementa una técnica de “búsqueda atrás”.

1.5 Importancia del estudio de las señales ECG, EEG y EMG en aplicaciones de ingeniería biomédica

El análisis de bioseñales es una de las etapas para el diseño de equipos biomédicos, en ingeniería biomédica el estudio de las señales electrofisiológicas representa la base fundamental para la introducción de ingenieros a este campo [18], [19].

Los conceptos y técnicas del análisis de las bioseñales son ampliamente empleadas en dispositivos para el tratamiento de problemas biomédicos [18], en la FIGURA 1.17 se indican áreas de aplicación en las cuales la información de un ECG, EEG y EMG es relevante y empleada por especialistas clínicos.

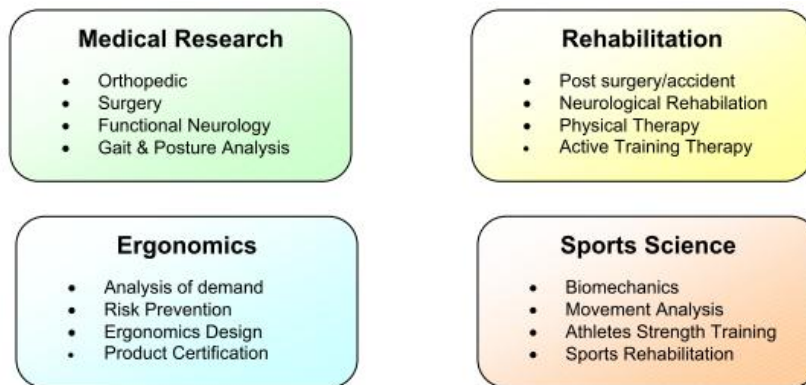


Figura 1.17 Áreas de aplicación del análisis de bioseñales [11]

Entre las aplicaciones se pueden citar los laboratorios de marcha que son espacios en los cuales se realiza análisis del movimiento humano y un monitoreo del comportamiento cardiaco y neurológico. en la FIGURA 1.18 se muestra un ejemplo de la adquisición de señales EMG para la evaluación del comportamiento muscular al estar de pie.

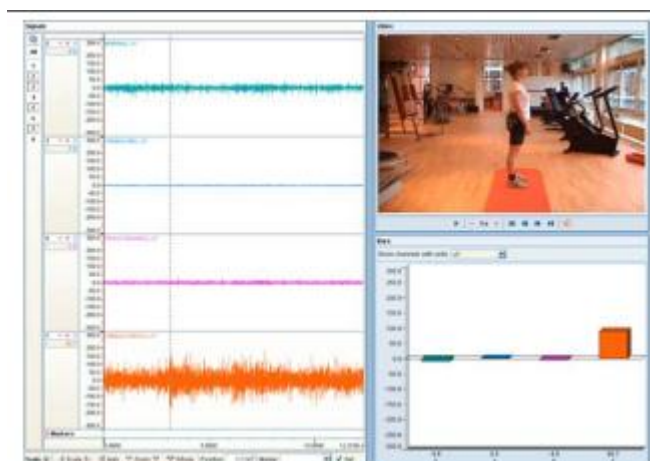


Figura 1.18 Señales EMG al estar de pie [11]

En rehabilitación el diseño de dispositivos de asistencia a terapias de tratamiento exigen también el estudiar las bioseñales para la identificación de patrones normales y anormales que permitan un diagnóstico temprano.

En el área médica es trascendental conocer el comportamiento de las señales dado que a partir de su estudio se pueden realizar diagnósticos para la detección de patologías o en el seguimiento de tratamientos. Es de vital importancia tener presente

que los sistemas desarrollados por los ingenieros son herramientas de asistencia para el personal médico por lo que su empleo debe ser supervisado por un equipo multidisciplinario.

En el área deportiva se analizan estas señales para la planeación de estrategias de entrenamiento y en el caso de seguridad ocupacional el diseñar y evaluar puestos de trabajo con base al análisis de bioseñales permiten hablar de ambientes seguros.

Este proyecto pretende desarrollar un módulo para la adquisición de bioseñales para que los estudiantes de ingeniería biomédica y de medicina puedan realizar prácticas y realizar el estudio de señales ECG, EEG y EMG a tiempo real. Se busca que este proyecto no solo sirva para el desarrollo de prácticas de laboratorio de procesamiento de señales y de Electiva sino que también permita desarrollar tareas de investigación en el área de la ingeniería biomédica en la Universidad.

CAPÍTULO 2: DISPOSITIVO DE ADQUISICIÓN DE SEÑALES ECG, EEG y EMG

En el capítulo 1 se indicó que en el proceso de adquisición de biopotenciales la señal de ECG, EEG y EMG debe ser procesada por lo que se deben diseñar filtros analógicos y digitales. En este capítulo se describirá el hardware a ser utilizado para la implementación de un módulo de adquisición de estas señales bieléctricas (FIGURA 1).

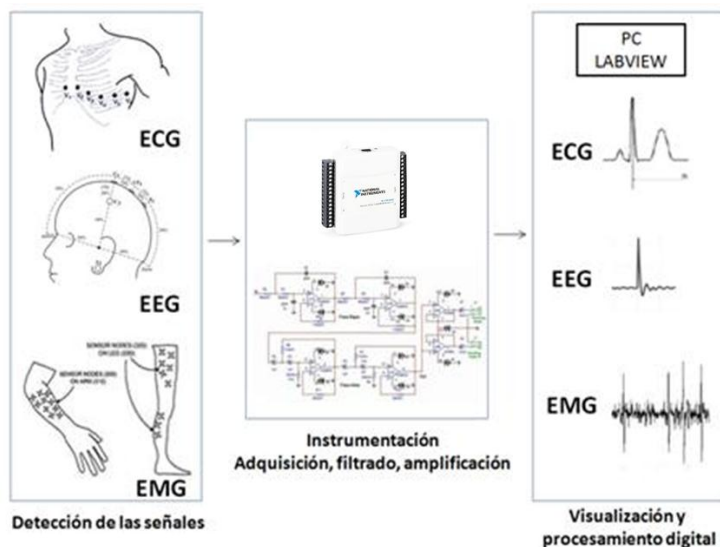


Figura 1 Sistema propuesto de adquisición de señales

Para el desarrollo del sistema propuesto se ha realizado en la parte de hardware el diseño de filtros analógicos pasivos y activos, la etapa de amplificación y el aislamiento del circuito con la tarjeta DAQ 6009. En la FIGURA 2.2 se muestra el diagrama de bloques con las etapas que se siguieron para el procesamiento de la señal.

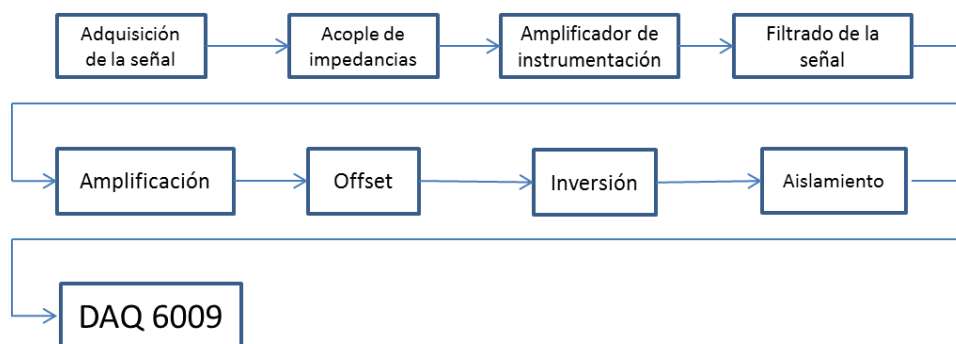


Figura 2.2 Diagrama de bloques del hardware [autores]

2.1 DESCRIPCIÓN DEL HARDWARE DE ADQUISICIÓN DE LAS SEÑALES ECG, EMG Y EEG

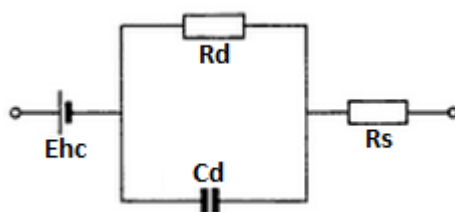
El hardware a ser utilizado se divide en cinco etapas:

1. Obtención de las señales biológicas
2. Filtrado de la señal
3. Amplificación de la señal
4. Adquisición de la señal para el ECG y EEG
5. Adquisición de la señal para el EEG

2.1.1 OBTENCIÓN DE LAS SEÑALES BIOLÓGICAS

La obtención de la señal biológica se realiza por medio de **ELECTRODOS** que son discos metálicos adheridos a la piel para captar las señales eléctricas producidas por los músculos. Los electrodos para biopotenciales convierten corrientes iónicas que son las que están presentes en los tejidos vivos en corrientes de electrones las que pueden circular por los conductores metálicos. Para la construcción de un electrodo se utilizan por lo general el oro, plata, acero inoxidable, entre otros; para mejorar el contacto del electrodo con la piel se utiliza un gel conductor entre éstos dos.

El comportamiento eléctrico de los electrodos tiene un circuito equivalente que corresponde a la interface electrodo-electrolito como el de la FIGURA 2.3, el circuito para el gel conductor-piel tiene las mismas características.



E_{hc} es la química potencial por media célula que podría tener un valor de 0,349V

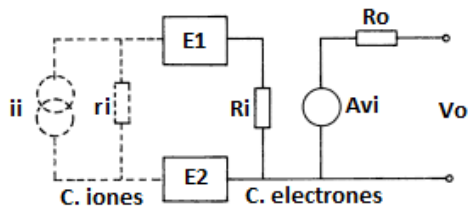
R_d es la resistencia de la interface con un valor de 30k Ω

C_d es la capacidad de la interface con un valor de 53nf

R_s es la resistencia del electrolito con un valor de 500 Ω

Figura 2.3 Circuito equivalente de un electrodo [20]

El circuito equivalente de una interfaz paciente con el electrodo y amplificador se puede observar en la FIGURA 2.4



ii es un generador de corriente ionica por ejemplo el corazón

ri es la resistencia interna que es la piel

E1 y **E2** son los electrodos

Ri es la impedancia de entrada

A amplificador de ganancia

Ro es la impedancia de salida

Figura 2.4 Modelo interfaz paciente-electrodos-amplificador [20]

En la siguiente FIGURA 2.5 se observa las partes de un electrodo de una manera seccional.

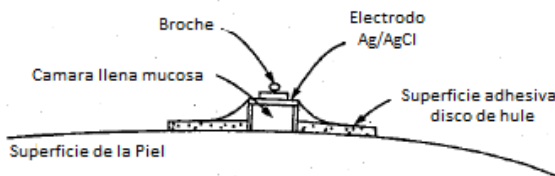


Figura 2.5 Vista seccional Electrodo Superficial [21]



Figura 2.6 Electrodo Superficial [22]

Los electrodos que se comercializan en el medio son como los de la FIGURA 2.6 teniendo en cuenta que estos electrodos son desechables y se recomienda como máximo no más de dos veces el uso ya que estos pierden su adhesivo por el sudor que produce el cuerpo.

2.1.2 FILTROS

Los filtros son elementos que modifican la amplitud o fase de cierta frecuencia o rango de frecuencias, y se clasifican en: Filtros pasa bajos, Filtros pasa altos y Filtros pasa banda, ver FIGURAS 2.7, 2.8 y 2.9

| ESQUEMA | DESCRIPCIÓN | FRECUENCIA DE CORTE |
|---------|---|---------------------------|
| | <p>Eliminan las señales con frecuencias mayores a una de referencia llamada frecuencia de corte</p> | $f_c = \frac{1}{2\pi RC}$ |

Figura 2.7 Filtro pasa bajo

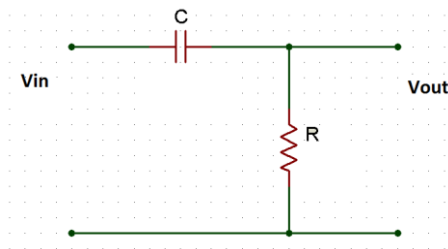


Figura 2.8 Filtro Paso alto

Elimina las señales con frecuencias menores a una de referencia llamada frecuencia de corte

$$f_c = \frac{1}{2\pi RC}$$

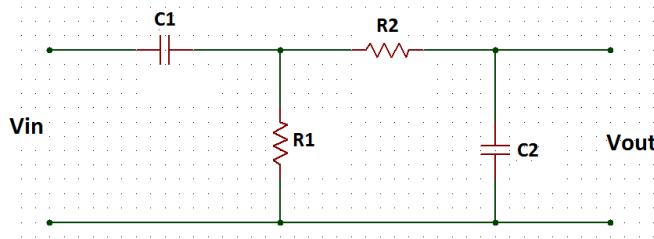


Figura 2.9 Filtro pasa banda

Permite el paso de un cierto rango de frecuencias delimitado por dos frecuencias de corte

$$f_{c1} = \frac{1}{2\pi R1C1}$$

$$f_{c2} = \frac{1}{2\pi R2C2}$$

Tabla 1 Esquemas de los Filtros utilizados [24]

2.1.3 AMPLIFICACION DE LA SEÑAL

Los amplificadores operacionales son dispositivos electrónicos activos de gran utilidad por su gran ganancia y en una configuración adecuada con componentes pasivos (resistencias condensadores, etc.) se puede obtener varias funciones como de acoplador de impedancias, filtros, sumadores, etc ver FIGURA 2.10.

Los **AMPLIFICADORES OPERACIONALES** poseen dos entradas conocidas como *entrada inversora* y *entrada no inversora* y una salida que es la diferencia de las dos señales de entrada multiplicada por la ganancia del amplificador [23].

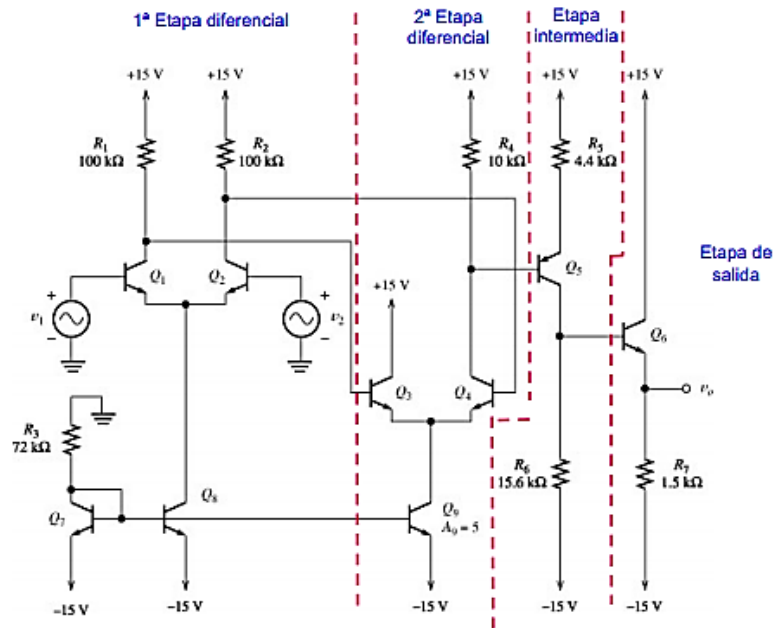
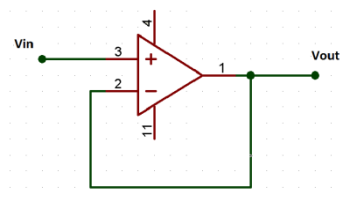


Figura 2.10 Configuración interna de un amplificador operacional [23]

La teoría sobre filtros y amplificadores fueron [24] y [25], las configuraciones de amplificadores operacionales que se emplearon son:

Seguidor de Tensión

Esta configuración de ganancia $G=1$ también es conocida como acoplador de impedancias por presentar una Z_i muy alta y una Z_o muy baja. La señal de salida es igual a la señal de entrada ver FIGURA 2.11.

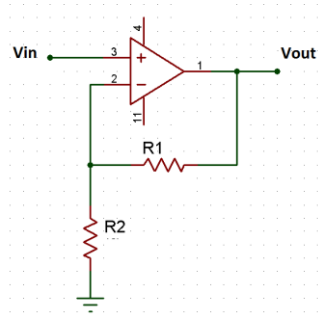


$$V_{in} = V_{out}$$

Figura 2.11 Seguidor de tensión

Amplificador no inversor

Con esta configuración se obtiene una ganancia en la salida mayor de cero $G>0$, dada por la relación de las resistencias R_1 y R_2 , lo que implica que la ganancia es independiente a la carga ver FIGURA 2.12.



$$V_{out} = V_{in} \cdot G$$

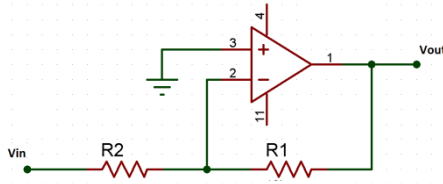
$$G = 1 + \frac{R1}{R2}$$

$$V_{out} = V_{in} \cdot \left(1 + \frac{R1}{R2}\right)$$

Figura 2.12 Amplificador no inversor

Amplificador inversor

Con esta configuración se obtiene una ganancia mayor que cero $G > 0$ pero desfasada 180° . La ganancia está dada por la relación de las resistencias R1 y R2 ver FIGURA 2.13.



$$V_{out} = -V_{in} \cdot G$$

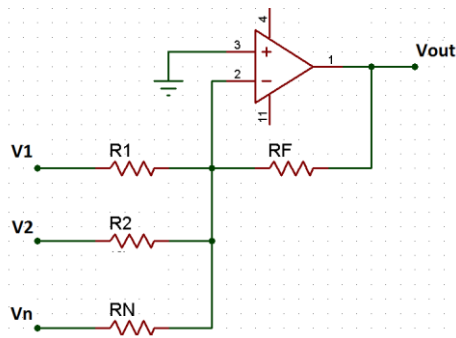
$$G = \frac{R1}{R2}$$

$$V_{out} = -V_{in} \cdot \frac{R1}{R2}$$

Figura 2.13 Amplificador inversor

Sumador inversor

Esta configuración es realizada para la suma de varias señales, donde la ganancia final del circuito está dada por la suma de todas ganancias de cada señal. La señal de salida es desfasada 180° ver FIGURA 2.14.



$$V_{out} = -(V1 \cdot G1 + V2 \cdot G2 + \dots + Vn \cdot Gn)$$

$$G = V_{in} \cdot \frac{RF}{R_{in}}$$

$$V_{out} = -\left(V1 \cdot \frac{RF}{R1} + V2 \cdot \frac{RF}{R2} + \dots + Vn \cdot \frac{RF}{Rn}\right)$$

$$V_{out} = -RF \left(\frac{V1}{R1} + \frac{V2}{R2} + \dots + \frac{Vn}{Rn}\right)$$

Figura 2.14 Sumador inversor

Amplificadores de Instrumentación

Son operacionales diferenciales con características especiales utilizados para trabajar con señales muy débiles, como en la obtención de señales bioeléctricas para minimizar errores de medición ver FIGURA 2.15. Las principales características que presentan este tipo de amplificadores son: una ganancia precisa, estable y por el rango de 1000, ofrece un CMRR muy alto en el rango de frecuencias de operación, una impedancia de entrada muy alta, una impedancia de salida muy baja, error mínimo debido a las tensiones y corriente de offset.

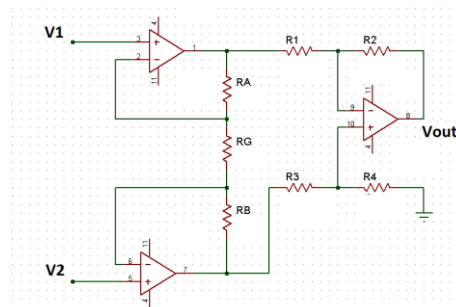


Figura 2.15 Esquemático de un amplificador de instrumentación basado en tres operacionales

2.1.4 ADQUISICIÓN DE LA SEÑAL PARA EL ECG Y EMG

La adquisición de la señal al computador se la realizara con el módulo NI de adquisición de datos DAQ USB -6009 de la National Instrument [26] ver FIGURA 2.16.

DAQ USB -6009



CARACTERÍSTICAS

8 canales de entrada analógica unipolares y 4 diferenciales.

Convertidor A/D de 14 bit, 13 bits de modo diferencial.

Rango máximo de muestreo 5 Mhz. Muestreo de tasa máxima: Un canal 48 KS/s, para múltiples canales 42KS/s.

Rangos de entradas analógicas Unipolares: $\pm 10V$. Diferenciales: $\pm 20V$, $\pm 10V$, $\pm 5V$, $\pm 4V$, $\pm 2.5V$, $\pm 2V$, $\pm 1.25V$, $\pm 1V$.

Dos modos de disparo para el A/D: por software y por disparador digital externo.

Voltaje de trabajo $\pm 10V$, con una impedancia de entrada de $144K\Omega$ y una protección de sobretensión de $\pm 35V$.

Figura 2.16 DAQ USB 6009 [26]

Cuenta con 8 entradas analógicas y 8 digitales ambas pueden configurarse como entradas o salidas por medio de software además posee 8 salidas digitales con 2 salidas analógicas utilizando un convertidor de aproximaciones sucesivas.

2.1.5 ADQUISICION DE LA SEÑAL DE EEG

Para realizar la obtención de la señal de EEG se utiliza el arreglo de electrodos del dispositivo Emotiv EPOC (FIGURA 2.17), está formado por 16 sensores 14 para le obtener la señal y 2 de referencia, envía los datos inalámbricamente a un dispositivo con conexión USB, trabajando directamente conectando el dispositivo al computador. Cuenta con un dispositivo USB inalámbrico con un alcance de 2 metros con excelente señal ver FIGURA 2.18.



Figura 2.17 Diadema Epoc [27]



Figura 2.18 Dispositivo USB [29]



Figura 2.19 Posición Electrodo Diadema EmotivEpoc [28]

La emotiv epoc se coloca en la cabeza (FIGURA 2.19) tomando en cuenta las características del fabricante para posicionar correctamente los electrodos y alcanzar las señales cerebrales con mayor intensidad.

2.2 DISEÑO DE LA ETAPA DE FILTRADO Y CIRCUITO DE AMPLIFICACIÓN PARA LA SEÑAL ECG Y EEG

Para el módulo se realizaron filtros analógicos ya que es la mejor manera de eliminar el ruido provocado por la interferencia de varias señales involucradas en el ambiente, a continuación se explicará el cálculo de los filtros para las señales de ECG y EMG con los respectivos datos de frecuencia y ganancia para obtener los mejores resultados al momento de amplificar la señal.

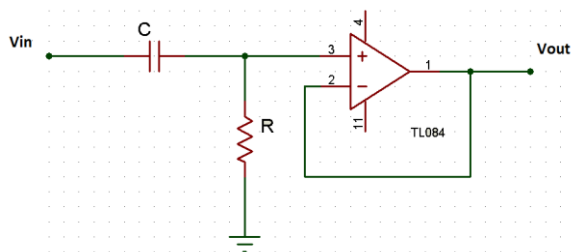
2.2.1 DISEÑO DE LA ETAPA DE FILTRADO PARA EL ECG.

En el presente literal se detalla la etapa de filtrado y amplificación de la señal ECG, en donde se toma en consideración que la ganancia final del circuito es de 1200, el rango de frecuencias de una señal ECG está entre 0.05 a 100Hz y la eliminación del ruido de la frecuencia de 60Hz producido por la red de tensión eléctrica.

2.2.1.1 ETAPA DE FILTRADO

- Rango: 0.05 a 100Hz
- Eliminación: 60Hz

Se calculará un filtro paso alto (FIGURA 2.20) con frecuencia de corte $f_c = 0.05\text{Hz}$, teniendo en cuenta un condensador de 470nF.



$$f_c = \frac{1}{2\pi RC}$$

$$R = \frac{1}{2\pi C f_c}$$

$$R = \frac{1}{2\pi(470\text{nF})(0.05\text{Hz})}$$

$$R = 6.77\text{M}\Omega$$

Figura 2.20 Esquema y cálculo del filtro paso alto ECG

La resistencia que se necesita no es de un valor comercial por lo que se tomará la más aproximada a ese valor. La resistencia más cercana es de $6.8\text{M}\Omega$ con lo que recalculando tenemos que la nueva frecuencia de corte es de:

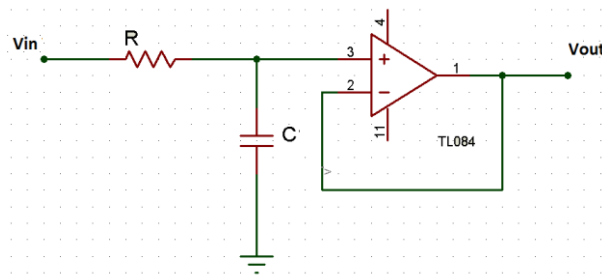
$$f_c = \frac{1}{2\pi RC}$$

$$f_c = \frac{1}{2\pi(6.8\text{M}\Omega)(470\text{nF})}$$

$$f_c = 0.0497\text{Hz} \sim 0.05\text{Hz}$$

La nueva frecuencia de corte es $f_c = 0.0497$ el cual es un valor muy aproximado al requerido.

Se calcula un filtro paso bajo (FIGURA 2.21) con frecuencia de corte $f_c = 100\text{Hz}$, utilizando un condensador de 470nF .



$$f_c = \frac{1}{2\pi RC}$$

$$R = \frac{1}{2\pi C f_c}$$

$$R = \frac{1}{2\pi(470\text{nF})(100\text{Hz})}$$

$$R = 3386.3\Omega$$

Figura 2.21 Esquema y cálculo del filtro paso bajo ECG

La resistencia que se necesita no es de un valor comercial por lo que se tomara la más aproximada a ese valor. La resistencia más cercana es de $3.3\text{K}\Omega$ con lo que recalculando tenemos que la nueva frecuencia de corte es de:

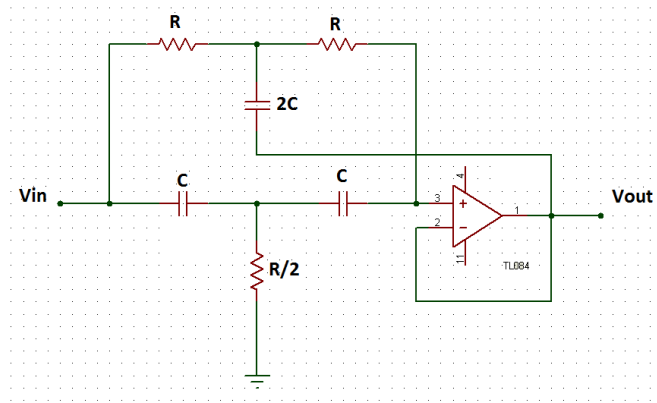
$$f_c = \frac{1}{2\pi RC}$$

$$f_c = \frac{1}{2\pi(3.3\text{K}\Omega)(470\text{nF})}$$

$$f_c = 102.6\text{Hz} \sim 100\text{Hz}$$

La nueva frecuencia de corte es $f_c = 102.6\text{Hz}$ el cual es un valor muy aproximado a lo requerido.

Por último se requiere un filtro Notch (FIGURA 2.22) para eliminar la señal de 60Hz .



$$f_c = \frac{1}{2\pi RC}$$

$$R = \frac{1}{2\pi C f_c}$$

$$R = \frac{1}{2\pi(235nF)(60Hz)}$$

$$R = 11.29k\Omega$$

Figura 2.22 Filtro Notch ECG

La resistencia que se necesita no es de un valor comercial por lo que se tomara la más aproximada a ese valor. La resistencia más cercana es de 11.33KΩ con lo que recalculando tenemos que la nueva frecuencia de corte es de:

$$f_c = \frac{1}{2\pi RC}$$

$$f_c = \frac{1}{2\pi(11.33K\Omega)(235nF)}$$

$$f_c = 59.78Hz \sim 60Hz$$

La nueva frecuencia de corte es $f_c = 59.78Hz$ el cual es un valor aproximado al requerido, pero al calcular $R/2$ encontramos un nuevo problema de valor de resistencia que cambia el valor de la frecuencia requerida a eliminar por lo que se utiliza un trimmer de precisión para obtener los valores necesarios.

2.2.1.2 ETAPA DE AMPLIFICACIÓN

Amplificador de Instrumentación

Como las señales bieléctricas tienen amplitudes pequeñas por el rango de 0.5 a 5mV se necesita un amplificador que posea las siguientes características: Alta impedancia de entrada para pequeñas corrientes y Alto rechazo a modo común (CMRR).

Para el desarrollo del módulo se decidió utilizar el dispositivo Amplificador de Instrumentación AD620 (FIGURA 2.23) ya que cumple con las características antes mencionadas.

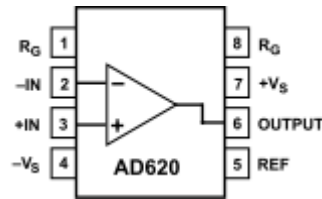


FIGURA 2.23 Amplificador Instrumentación AD620 [31]

Para un equipo médico se necesita trabajar con corrientes de bajo riesgo y que el ruido sea mínimo, por lo que se requiere una entrada a masa para que las corrientes de polarización puedan circular, esto se logra con el conocido “Circuito de pierna derecha” para hacer una retroalimentación del sistema (FIGURA 2.24).

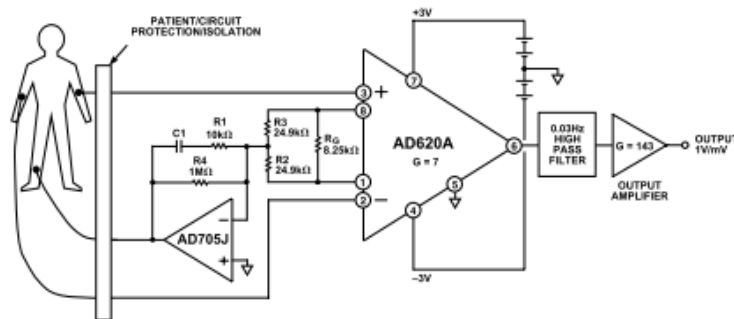


FIGURA 2.24 Circuito Pierna Derecha [30]

El capacitor C1 se escoge para lograr la estabilidad para el lazo de retroalimentación. El fabricante recomienda una Ganancia de 7 para este circuito. Para calcular la resistencia RG se usa la siguiente fórmula:

$$R_G = \frac{49.4K\Omega}{G - 1}$$

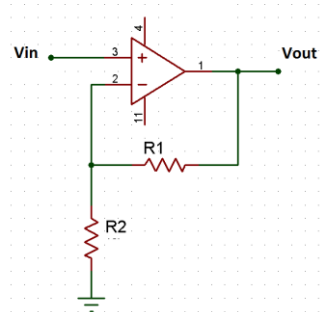
$$R_G = \frac{49.4K\Omega}{7 - 1}$$

$$R_G = 8,24K\Omega$$

FILTROS Y AMPLIFICACIÓN

El siguiente cálculo espera tener una ganancia de 1000, antes de calcular se debe tomar en cuenta que en la etapa de obtención de las señales ésta se pre amplifica con el AD620 que tiene la ganancia de 7. Partiendo de esto tenemos los siguientes circuitos de amplificación. La señal se va amplificando a medida que vaya pasando

por cada filtro, donde en el primer filtro pasa altos (FIGURA 2.25) se realizará una amplificación con ganancia de 16.



$$G = 1 + \frac{R1}{R2}$$

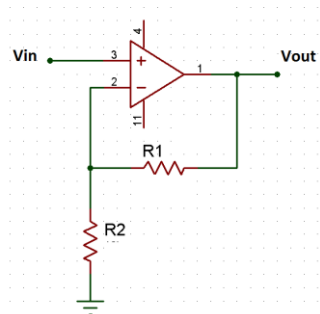
$$R1 = R2 (G - 1)$$

$$R1 = 100k\Omega (16 - 1)$$

$$R1 = 1.5M\Omega$$

Figura 2.25 Amplificador y cálculo de ganancia 16 ECG

En el filtro pasa bajos (FIGURA 2.26) se realizará una amplificación con ganancia de 11.



$$G = 1 + \frac{R1}{R2}$$

$$R1 = R2 (G - 1)$$

$$R1 = 100k\Omega (11 - 1)$$

$$R1 = 1M\Omega$$

Figura 2.26 Amplificador y cálculo de ganancia 11 ECG

Al final de la etapa de amplificación tenemos una ganancia total de 1232.

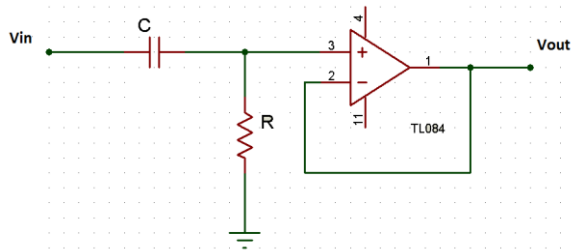
2.2.2 DISEÑO DE LA ETAPA DE FILTRADO EMG

En el presente literal se detalla la etapa de filtrado y amplificación de la señal EMG, donde se toma en consideración que la ganancia final del circuito es de 1200, el rango de frecuencias de una señal ECG está entre 100 a 3KHz y la eliminación del ruido de la frecuencia de 60Hz producido por la red de tensión eléctrica.

2.2.2.1 Etapa de Filtrado

- Rango: 100 a 3kHz
- Eliminación: 60Hz

Primero se calcula un filtro paso alto (FIGURA 2.27) con frecuencia de corte $f_c = 100\text{Hz}$ utilizando un condensador de 470nF .



$$f_c = \frac{1}{2\pi RC}$$

$$R = \frac{1}{2\pi C f_c}$$

$$R = \frac{1}{2\pi(470\text{nF})(100\text{Hz})}$$

$$R = 3386.3\Omega$$

Figura 2.27 Filtro paso alto EMG

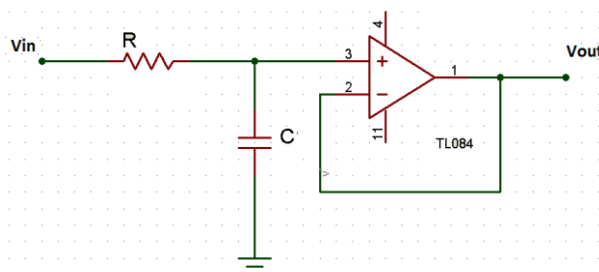
La resistencia que se necesita no es de un valor comercial por lo que se tomara la más aproximada a ese valor. La resistencia más cercana es de $3.3\text{K}\Omega$ con lo que recalculando tenemos que la nueva frecuencia de corte es de:

$$f_c = \frac{1}{2\pi RC}$$

$$f_c = \frac{1}{2\pi(3.3\text{k}\Omega)(470\text{nF})}$$

$$f_c = 102.6\text{Hz} \sim 100\text{Hz}$$

La nueva frecuencia de corte es $f_c = 102.6$ el cual es un valor muy aproximado al requerido. Se calcula el filtro paso bajo (FIGURA 2.28) con un frecuencia de corte $f_c = 3\text{kHz}$ utilizando un condensador de 470nF .



$$f_c = \frac{1}{2\pi RC}$$

$$R = \frac{1}{2\pi C f_c}$$

$$R = \frac{1}{2\pi(470\text{nF})(3\text{kHz})}$$

$$R = 112.9\Omega$$

Figura 2.28 Filtro paso bajo EMG

La resistencia que se necesita no es de un valor comercial por lo que se tomara la más aproximada a ese valor. La resistencia más cercana es de 110Ω con lo que recalculando tenemos que la nueva frecuencia de corte es de:

$$f_c = \frac{1}{2\pi RC}$$

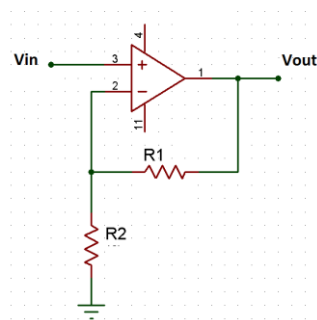
$$f_c = \frac{1}{2\pi(110\Omega)(470nF)}$$

$$f_c = 3.08kHz \sim 3kHz$$

La nueva frecuencia de corte es $f_c = 3.08kHz$ el cual es un valor muy aproximado al requerido.

2.2.2.2 ETAPA DE AMPLIFICACIÓN

En el siguiente cálculo se espera tener una ganancia de 1200, antes de calcular se debe tomar en cuenta que en la etapa de obtención de las señales, ésta se pre amplifica con el AD620 que tiene la ganancia de 7. La señal se irá amplificando de a medida que vaya pasando por cada filtro, donde en el primer filtro pasa altos (FIGURA 2.29) se realiza una amplificación con ganancia de 16.



$$G = 1 + \frac{R1}{R2}$$

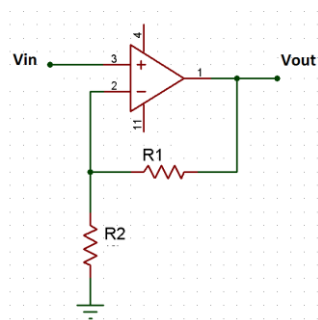
$$R1 = R2 (G - 1)$$

$$R1 = 100k\Omega (16 - 1)$$

$$R1 = 1.5M\Omega$$

Figura 2.29 Filtro pasa alto EMG

En el filtro pasa bajos (FIGURA 2.29) se realizará una amplificación con ganancia de 11.



$$G = 1 + \frac{R1}{R2}$$

$$R1 = R2 (G - 1)$$

$$R1 = 100k\Omega (11 - 1)$$

$$R1 = 1M\Omega$$

Figura 2.30 Filtro pasa bajo EMG

Al final de la etapa de amplificación se tiene una ganancia total de 1232.

2.3 HARDWARE PARA LA ADQUISICIÓN DE LA SEÑAL EEG

El “Emotiv Epor headset” es un dispositivo para de adquisición y procesamiento de una manera inalámbrica de señales neuronales. Utiliza un conjunto de sensores para sintonizar las señales eléctricas producidas por el cerebro para detectar pensamientos, sentimientos y las expresiones faciales. El dispositivo suministra una edición de Investigación de Emotiv, para que los datos de cada electrodo se procesen bajo diferentes plataformas por ejemplo Matlab. Las especificaciones del dispositivo están en la TABLA 2.2.

| | |
|---|--|
| Número de Canales | 14 (Referencias CMS/DRL, Localización P3/P4) |
| Nombres de los canales (Localización con International 10-20) | AF3, F7, F3, FC5, T7, P7, O1, O2, P8, T8, FC6, F4, F8, AF4 |
| Método de Muestreo | Sequentialsampling. Single ADC |
| Frecuencia de Muestreo | 128 SPS (2048 Hz internal) |
| Resolución | 14 bits 1 LSB = 0.51µV (16 bit ADC, 2 bits instrumental noise floor discarded) |
| Ancho de Banda | 0.2 - 45Hz, Filtro digita notch de 50Hz y 60H |
| Filtrado | Construir in digital 5th order filtro Sinc |
| Rango dinámico (entrada de referencia) | 8400µV (pp) |
| Modo de Acoplamiento | AC couple |
| Conectividad | Wireless, 2.4GHz banda |
| Potencia | LiPoly |
| Duración de la batería | 12 horas |
| Impedancia de Medición | En tiempo real de la calidad del contacto con el sistema. |

Tabla 2.2 Especificaciones Emotiv EPOC headset [32]

En las FIGURAS 2.31 a 2.40 se muestran los componentes internos del EPOC [33].



FIGURA 2.31 DSP EMOTIV EPOC



FIGURA 2.32 Placa DSP EMOTIV EPOC

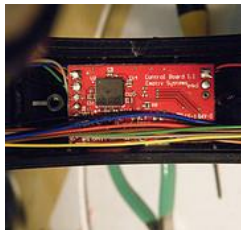


FIGURA 2.33 MODO INHALÁMBRICO



FIGURA 2.34 SWITCH



FIGURA 2.35 Cableado del Encendido



FIGURA 2.36 Batería Acoplada



FIGURA 2.37 Dimensión de la Batería



FIGURA 2.38 Módulo inalámbrico EMOTIV EPOC



FIGURA 2.39 Placa Frontal



FIGURA 2.40 Placa Posterior

La Emotiv EPOC headset viene equipado con 14 electrodos ubicados en las siguientes posiciones AF3, AF4, F3, F4, F7, F8, FC5, FC6, P7, P8, T7, T8, O1, O2 esta disposición se da en el sistema 10-20 para electroencefalografía (FIGURA 41), también tienen dos sensores adicionales CMS / DRL que son canales de referencia y

están ubicados uno para el lado izquierdo y el otro para el hemisferio derecho de la cabeza, estos se distinguen ya que tienen una goma.

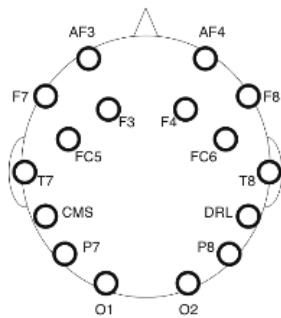


Figura 2.41 Ubicación de los electrodos EMOTIV EPOC [9]

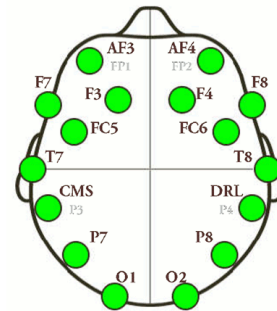


Figura 2.42 Electrodos de manera correcta [34]

Antes del uso de la Emotiv EPOC headset todas las almohadillas que están en la parte superior de los sensores deben de ser hidratados con una solución salina¹ que ayuda a la conducción eléctrica de la cabeza al dispositivo.

La EPOC se coloca con la ayuda de las dos manos logrando colocar los dos electrodos de goma por detrás de la oreja, la calidad de la conexión se comprueba para cada sensor de forma individual ingresando al programa de Emotiv control panel (ver figura 2.42).

La EPOC internamente toma muestras a una frecuencia de 2048Hz que luego se muestrean a 128Hz. Cuenta con un pre procesamiento para filtrar la señal que consta de:

1. Filtro paso bajo con frecuencia de corte en 85Hz.
2. Filtro paso alto con frecuencia de corte en 0.16Hz
3. Filtro Notch de 50Hz y 60Hz

2.4 IMPLEMENTACIÓN DEL HARDWARE DEL SISTEMA COMPLETO

2.4.1 CIRCUITO ECG

Como las tres derivaciones poseen las mismas características de filtros sólo se explicará uno de los canales. El circuito consta de 6 entradas por el cual ingresan las señales bioelectricas y una es para GND. Se coloca un seguidor de tensión antes de

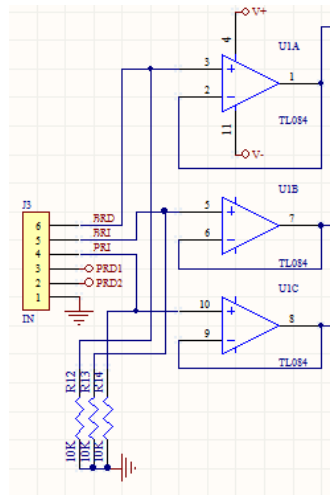
¹ La solución salina empleada es la solución multipropósito para hidratación de lentes de contacto.

AD620 para un acople de impedancias, se ubicó una resistencia alta de $1M\Omega$ para obtener un nivel de $0V$ cuando los cables se desconecten (FIGURA 2.43).

La configuración del Ad620 que se realizó la que recomienda el fabricante para circuitos de EEG y este posee una ganancia de 7. El circuito pierna derecha es el circuito que propone el fabricante para tener la referencia.

Se creó un Filtro pasa alto de 0.05 un pasivo RC para eliminar el offset en continua de la anterior etapa y activode primer orden Butterworth con ganancia de 16 además un Filtro pasa bajo de $100Hz$ un pasivo y activo de primer orden Butterworth con ganancia de 11.

Un Filtro Notch de $60Hz$, este sirve para eliminar el frecuencia de la red, se utilizó este ya que es óptimo para este caso.



Conector de 6 entradas

1. Ingreso + ECG
2. Ingreso - ECG
3. Pierna Izquierda ECG
4. Referencia ECG
5. Referencia EMG
6. Tierra

Figura 2.43 Acople de Impedancias

Circuito sumador inversor con ganancia de 0.33 , éste se utilizó para crear un offset de $2,5$ entonces con las resistencias de $1k\ \Omega$ y 390Ω se calcula el voltaje que ingresa en el operacional así:

$$V_{R23} = V_T \left(\frac{R23}{R22 + R23} \right)$$

$$V_{R23} = 4 \left(\frac{1k}{390 + 1k} \right)$$

$$V_{R23} = 2,87V$$

Se tiene un voltaje de $2.87V$ suficientes para el offset y un circuito inversor con ganancia 5.3 para que la señal sea positiva.

El Opto acoplador se utiliza para aislar la señal de la etapa acople-filtrado-amplificación hacia la DAQ 6009 (FIGURA 2.44).

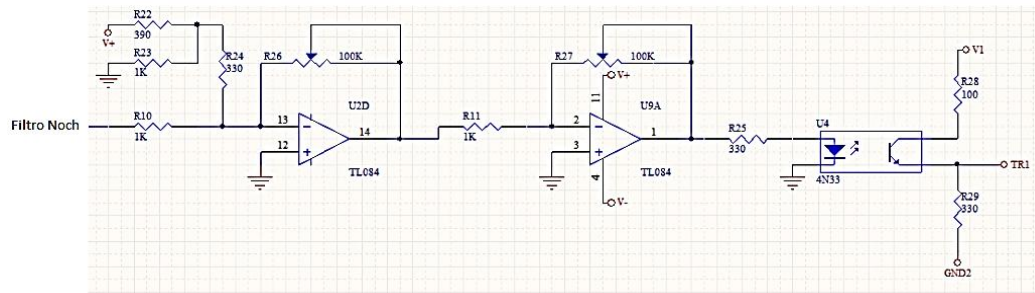


Figura 2.44 Circuito Sumador-Inversor, Inversor-aislador

La Ganancia total del Circuito es la multiplicación de todas las etapas que es:

$$G = 7 \times 11 \times 16 \times 0.33 \times 5.36 = 2122,56$$

Conector de 5 salidas (FIGURA 2.45)

1. V1 de 5V,
2. Señal Derivación I
3. Señal Derivación 2
4. Señal Derivación 3
5. Señal Electromiograma
6. Tierra

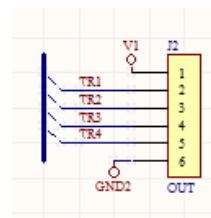


Figura 2.45 CONECTOR

2.4.2 Circuito EMG

El circuito de acople de impedancias es el mismo del ECG, la configuración del Ad620 que se realizó es la que recomienda el fabricante para circuitos de EEG y este posee una ganancia de 7. El circuito pierna derecha es el que propone el fabricante para tener la referencia. Se creó un Filtro pasa alto de 100 un pasivo RC para eliminar el offset en continua de la anterior etapa y activo de primer orden Butterworth con ganancia de 16 además un filtro pasa bajo de 3000Hz un pasivo y activo de primer orden Butterworth con ganancia de 11. Un circuito sumador inversor con ganancia de 0.35, este se utilizó para crear un offset de + de 2,5 entonces con las resistencias de 1k Ω y 390 Ω calculamos el voltaje que ingresa en el operacional así:

$$V_{R23} = V_T \left(\frac{R23}{R22 + R23} \right)$$

$$V_{R23} = 4 \left(\frac{1k}{390 + 1k} \right)$$

$$V_{R23} = 2,87V$$

Se tiene un voltaje de 2.87V suficientes para el offset.

Además un circuito inversor con ganancia 2,35 para que la señal sea positiva. El Opto acoplador se utiliza para aislar la señal de la etapa acople-filtrado-amplificación hacia la DAQ 6009. La Ganancia total del Circuito es la multiplicación de todas las etapas que es:

$$G = 7 \times 11 \times 16 \times 0.33 \times 5.36 = 2122,56$$

El Esquema del Circuito completo (AltiumDesigner) (FIGURA 2.46)

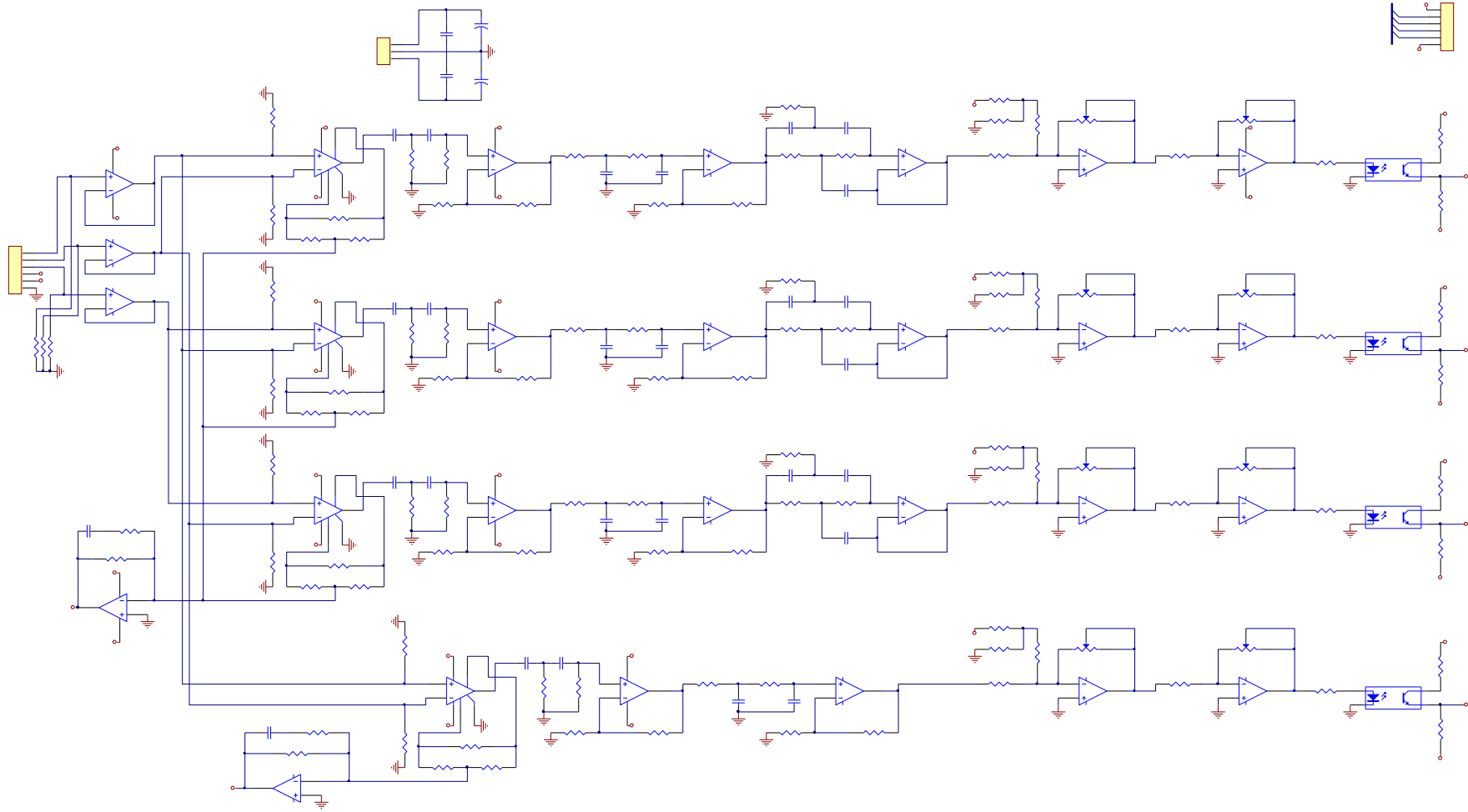


Figura 2.46 Circuito Total ECG-EMG

FUENTE

Son dos circuitos con las mismas características que se explican a continuación:

El circuito tiene de un condensador de C1 de 2.2uF / 250V, la resistencia en paralelo de R1 de 150KΩ es para limitar la corriente del circuito, un puente de Greatz para rectificar la onda completamente y el condensador C2 de 100u/50V para tener la señal lo más continua posible para cargar las baterías, cabe recalcar que este circuito no es para alimentar la placa por eso es simple ya que es utilizado solo como cargador, el led enciende cuando se conecta el circuito a 110V (FIGURA 2.47).

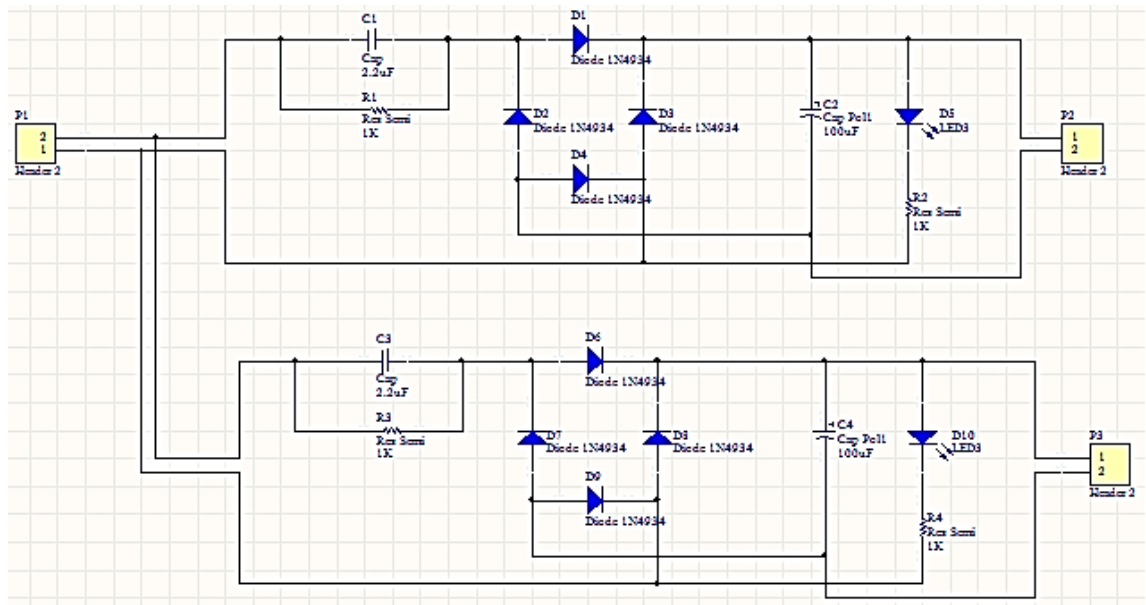


Figura 2.47 Circuito cargador de baterías

2.4.3 DISTRIBUCION DE ELEMENTOS EN EL MÓDULO

1. El equipo sirve para obtener señales ECG EEG y EMG para realizar prácticas en diferentes programas. Este dispositivo en la parte del panel superior cuenta con lo siguiente:
 - a. Switch de encendido (FIGURA 2.48)



El switch sirve para encender el equipo o cargar las baterías

Figura 2.48 Switch de encendido

- b. Dos leds de Encendido y Cargando (FIGURA 2.49).

Estos led se encienden de la siguiente manera:

- Si el switch no se presionó y el cable de poder está conectado al equipo el led rojo se encenderá y cargarán las baterías.
- Si el switch se presionó y el cable de poder está conectado al equipo el led rojo se apagará y se encenderá el led verde de Encendido, el equipo trabajará y las baterías dejan de cargar.



Figura 2.49 Led encendido y apagado

- c. Entradas para la lectura de los biopotenciales (FIGURA 2.50).

El equipo consta de 5 canales para la obtención de los biopotenciales.



Figura 2.50 Entradas Biopotenciales

- d. Protoboard

- e. El protoboard es para que los usuarios trabajen de una manera más cómoda las prácticas (FIGURA 2.51).

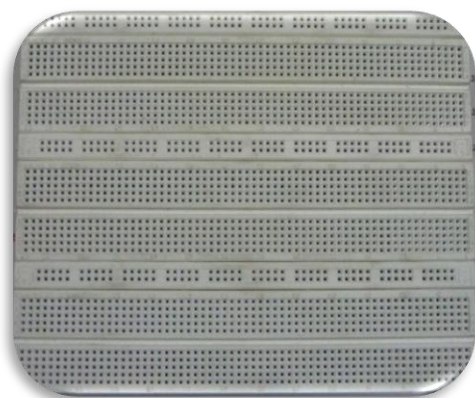


Figura 2.51 Protoboard

- f. Entradas y salidas Analógicas

El equipo consta con una tarjeta de adquisición de datos para realizar la interfaz en labview, los ingresos AI6 y AI7 como las salidas AO0 y AO1 nos sirven para no perder y poder utilizar la tarjeta de adquisición, además de dos conexión a GND (FIGURA 2.52).



Figura 2.52 Entradas y Salidas Analógicas

g. Entradas y salidas Digitales

Los ingresos P1.0, P1.1 y Pf10 como las salidas PO0 y PO1 nos sirven para no perder y poder utilizar la tarjeta de adquisición, además de una conexión a GND (FIGURA 2.53).



Figura 2.53 Entradas y Salidas Digitales

A continuación la parte frontal del módulo (FIGURA 2.54)



Figura 2.54 Parte Frontal del Módulo

2. En la parte del panel posterior se encuentra la distribución de los cables de que van conectados al Pc de la siguiente manera:

a. Entradas y salidas Digitales

Los ingresos P1.2 y P1.3 como las salidas PO4, PO5, P0.6 y P0.7 nos sirven para no perder y poder utilizar la tarjeta de adquisición.(FIGURA 2.55)

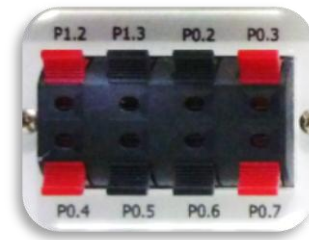


Figura 2.55 Entradas y salidas digitales parte posterior.

b. Conectores

Conector de la DAQ
USB para el EEG
(FIGURA 2.56)



Figura 2.56 Conector DAQ y USB

c. Alimentación

Cable de alimentación 110V ~
Fusible de 0.5A (FIGURA 2.57)



Figura 2.57 Jack alimentación y Fusible

A continuación la parte posterior del módulo (FIGURA 2.58)



Figura 2.58 Parte posterior del Módulo

PLACA PRINCIPAL

a. Se encuentran detallados las derivaciones y el canal para el electrocardiograma (figura 2.59):

1. Derivación I
2. Derivación II
3. Derivación III
4. Canal de EMG

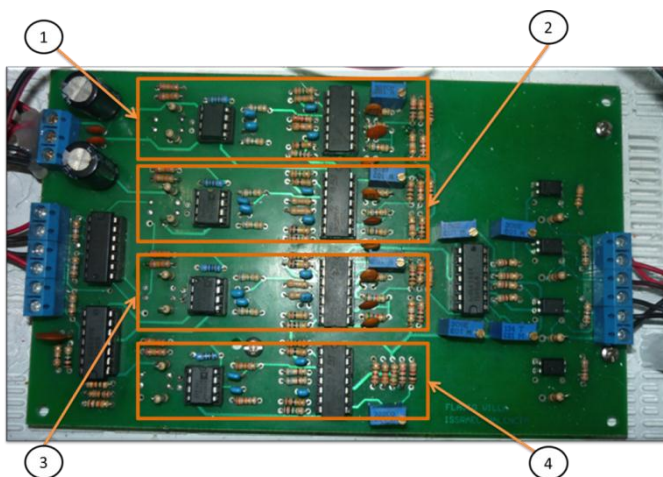


Figura 2.59 Ubicación de Canales ECG y EMG

- b. Ubicación de ingresos y salidas (figura 2.60)

5. Entradas de la baterías
6. Ingresos de los potenciales que llegan de los electrodos.
7. Salidas que van a la QAQ 6009

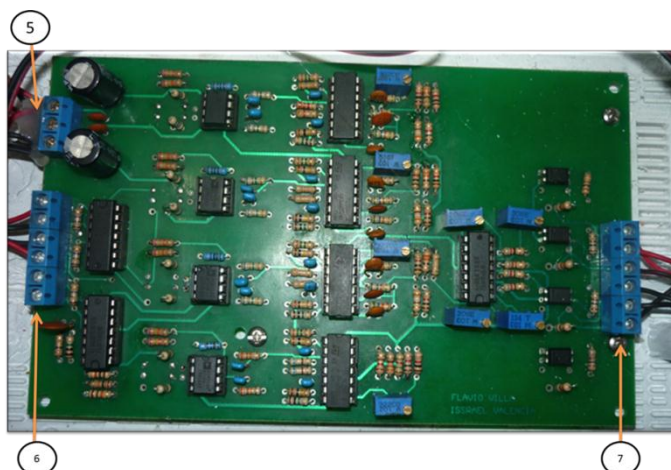


Figura 2.60 Ubicación de conectores entradas/salidas

- c. Derivación II (FIGURA 2.61)

8. Seguidor de tensión
9. Amplificador de Instrumentación
10. Filtros
11. Inversor
12. Aislamiento óptico (optoacoplador)

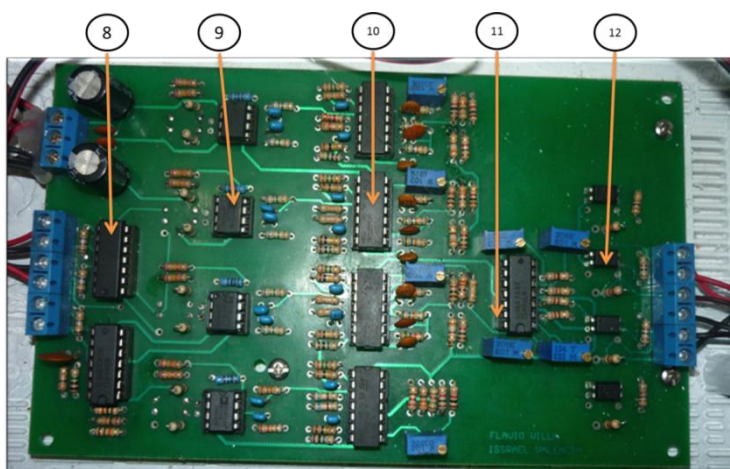


Figura 2.61 Explicación De la Derivación II

d. Explicación del canal de Electromiografía (FIGURA 2.62)

- 13. Seguidor de tensión
- 14. Amplificador de Instrumentación
- 15. Filtros
- 16. Inversor
- 17. Aislamiento óptico (opto acoplador)

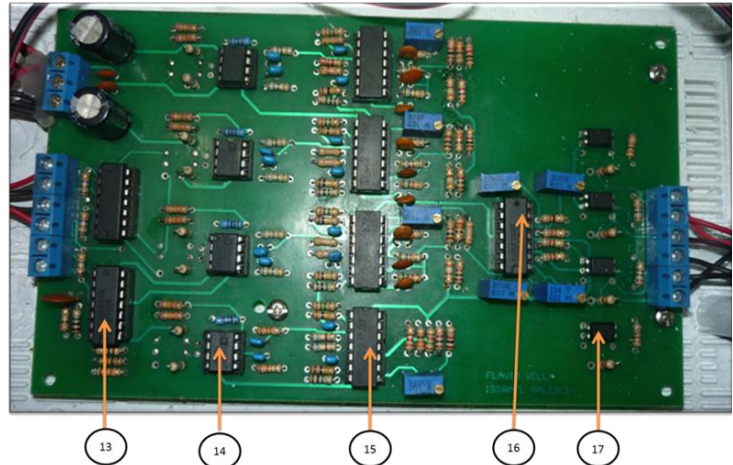


Figura 2.62 Explicación del canal de Electromiografía

PLACA FUENTE

e. Esta placa es del cargador de Baterías (Figura 2.63)

- 18. Fuente de Greatz
- 19. Led indicando la carga
- 20. Ingreso de 110V
- 21. Salida de 4V para cargar las baterías



Figura 2.63 Placa del cargador

f. 2 Baterías 4v(FIGURA 2.64)

- 22. Vista Frontal
- 23. Vista Superior

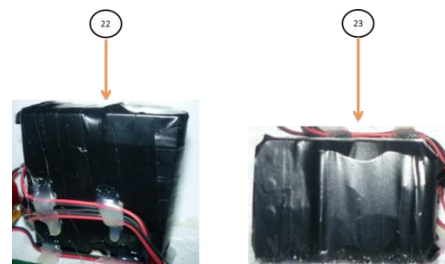


Figura 2.64 Baterías

Todos los elementos de la parte Inferior (FIGURA 2.65)

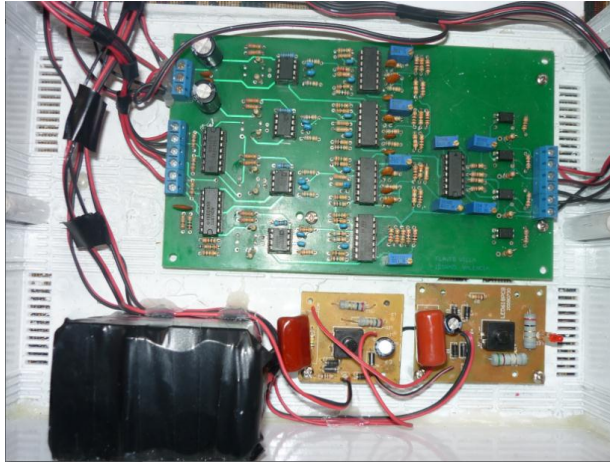


Figura 2.65 Elementos de la parte Inferior

g. Ubicación de los Elementos (FIGURA 2.66)

- 24. Jack para cable de 100~
- 25. Porta Fusible
- 26. Swich conmutador

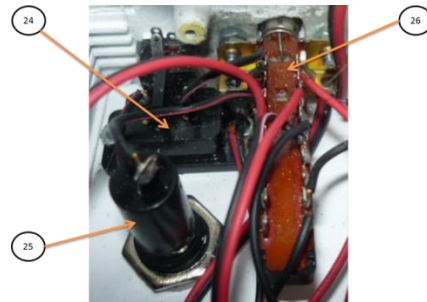


Figura 2.66 Ubicación Jack, Porta Fusible, Swich

h. Ubicación de los Elementos(Figura 2.67)

- 27. DAQ 6009
- 28. Dispositivo USB Emotiv EPOC

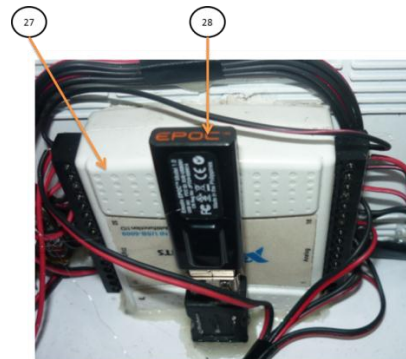


Figura 2.67 Ubicación DAQ 6009, Dispositivo EPOC

Todos los elementos de la parte Inferior (FIGURA 2.68)

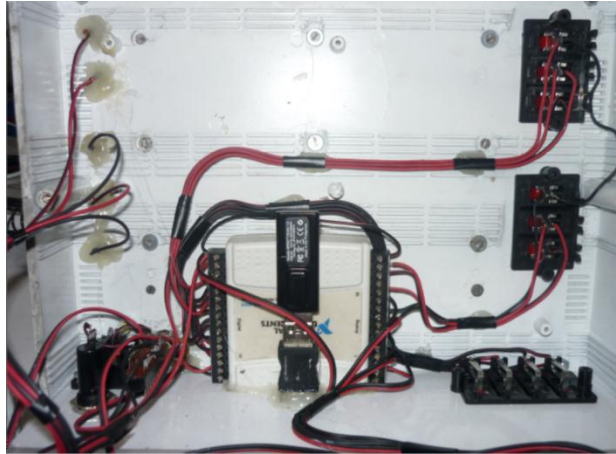


Figura 2.68 Elemento parte Inferior

2.4.4 CARACTERISTICAS TECNICAS DEL MODULO

Las características técnicas de equipo se presentan en la siguiente TABLA 2.3

| | |
|--------------------------------------|--|
| Voltaje de alimentación | Entrada al equipo 110V ~ +/- 4 VDC (1A) Baterías |
| CMRR | > 100 dB |
| Ganancia de los canales | ECG 2123 EMG 2123 |
| Ancho de Banda de los canales | ECG 0.05 a 100Hz EEG 1 a 40Hz EMG 1 a 500 Hz |
| Impedancia de entrada | >10 MOhm |
| Dimensiones | 10 cm Alto 25 cm Largo 19 cm Profundidad |
| Peso del Equipo | 1.82kg |

Tabla 2.3 Característica del Equipo

2.5 NORMAS DE SEGURIDAD

El modulo didáctico va a ser utilizado por personas por lo cual la seguridad es un punto vital ya que el módulo no debe causar ningún daño al usuario sino todo lo contrario brindar todas las seguridades y un correcto funcionamiento. Al respecto de seguridad en equipos electrónicos médicos se debe cubrir ciertos parámetros de diseño solicitados por la Asociación para el Avance de la Instrumentación Medica (AAIM) [35].

Impedancia de Ingreso

Para garantizar que la señal no posea distorsión la impedancia entre algún electrodo y tierra debe ser mayor a 50Ω tomando en cuenta la impedancia de la piel que sea de 30Ω , para prevenir estos valores se utilizó el amplificador operacional TL084 que posee amplificadores operacionales FET y nos permite cumplir con las consideraciones antes mencionadas ya que poseen una impedancia de $10^{12}\Omega$.

Detalles del Equipo

El equipo cuenta con una ganancia de 2123 en los canales de ECG y 2123 en el canal de Electromiograma.

Electrocardiograma y Electromiograma

| Etapas | Amplificación ECG | Amplificación EMG |
|-------------------------|--------------------------|--------------------------|
| Preamplificación | 7 | 7 |
| Amplificación Inicial | 172 | 172 |
| Amplificación Regulable | 1.78 | 1.78 |

Tabla 2.4 Ganancias de las etapas del Circuito ECG y EMG

Factor de rechazo a modo Común

El rechazo en modo común mínimo que puede ser aceptado es de 100dB, ya que se utilizó el amplificador de instrumentación operacional AD620 este garantiza un CMRR de 100Db como mínimo por lo que cumple con las condiciones solicitadas.

Detalle de Rango Dinámico de Adquisición

El Módulo Didáctico es capaz de adquirir señales cuya amplitud diferencial varía desde los 20 a 500 uV que son rangos de voltaje de equipos con las mismas características al construido.

Protección al paciente

El paciente y operador del Módulo debe estar protegido de corrientes que sean mayores a 20uA de cualquier electrodo que la tierra física es por eso que para cumplir con la norma se utiliza baterías recargables de 4V.

2.6 PROTOCOLO DE ADQUISICIÓN DE LAS BIOSEÑALES CON EL MÓDULO.

Para la obtención de señales de ECG y EMG se siguen los mismos parámetros para colocarse los electrodos ya que ambos poseen electrodos de superficie.

Para que la adquisición de las bioseñales se realice de manera correcta se requiere seguir el siguiente protocolo:

1. Verificar que el equipo se encuentre con la batería cargada y desenchufarlo de la red
2. Marcar las zonas en las cuales se colocarán los electrodos. En la Figura 4 se indica colocación para ECG y en la figura 5 para EMG
3. Limpiar la zona de colocación de los electrodos con alcohol
4. Colocar los electrodos desechables con gel conductor
5. Encender el equipo y colocarlo en el modo ECG
6. Dar inicio a la aplicación de LabView ECG
7. Mantener al usuario sentado sin que realice movimientos bruscos

2.6.1 UBICACIÓN DE LOS ELECTRODOS PARA EL ECG

Los colores de los cables de ECG varían dependiendo del sistema a utilizar. Existen los sistemas [36] (TABLA 2.6): AHA: American Heart Association y IEC: International Electrotechnical Commission

| Ubicación | Rótulos AHA | Rótulos IEC |
|------------------|-------------|--------------|
| Brazo Derecho | RA (blanco) | R (rojo) |
| Brazo Izquierdo | LA (negro) | L (amarillo) |
| Pierna Derecha | RL (verde) | N (negro) |
| Pierna Izquierda | LL (rojo) | F (verde) |

Tabla 2.5 Tipos de Sistemas para la ubicación de electrodos [36]

Ya que en nuestro medio se utilizan los rótulos AHA en el equipo se utilizó esta norma.

Después de que se limpie con una gasa o algodón impregnada en alcohol la zona interior de las muñecas y de los extremos de la pelvis (izquierda y derecha) del paciente (con ello se disminuye la grasa de la piel y se facilita la conducción eléctrica).

Aplique el gel conductor en la superficie del electrodo que entrará en contacto con la piel del paciente (sino dispone de gel conductor, se puede emplear alcohol o solución fisiológica).

Coloque los cuatro electrodos periféricos, los electrodos deben aplicarse en superficies carnosas, evitando las prominencias óseas, las superficies articulares y las zonas de vello abundante. Conecte cada uno de los cables a su electrodo periférico correspondiente (el extremo de cada cable está rotulado con las siglas y el código de color de identificación):

- Conecte el cable RA o blanco al electrodo de la muñeca derecha.
- Conecte el cable LA o negro al electrodo de la muñeca izquierda.
- Conecte el cable LL o rojo al electrodo del tobillo izquierdo.
- Conecte el cable RL o verde al electrodo del tobillo derecho (FIGURA 2.69).

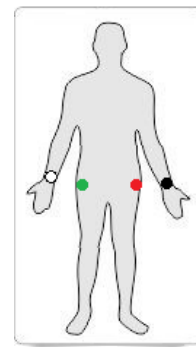


Figura 2.69 Ubicación Electrodo ECG [4]

2.6.2 UBICACIÓN DE LOS ELECTRODOS PARA EL EEG

Dado que la adquisición de las señales EEG se realiza con el módulo EPOC [32] el protocolo a seguir es diferente al de ECG y EMG.

1. Verificar que el equipo EPOC se encuentre con la batería cargada
2. Colocar los electrodos en el dispositivo EPOC
3. Colocar el líquido conductor a cada uno de los electrodos
4. Dar inicio a la aplicación del EPOC para la adquisición de las señales EEG
5. Ubicar correctamente los electrodos como lo indica la interfaz del equipo
6. Encender el equipo y el módulo inalámbrico
7. Dar inicio a la aplicación de LabView EEG
8. Mantener al usuario sentado sin que realice movimientos bruscos

Para mantener humedecidos los electrodos se deben humectar con la solución salina antes de usar (FIGURA 2.70)



Figura 2.70 Ubicación Solución Salina [32]

Después de humedecer los electrodos se colocan en la EMOTIV EPOC girando hasta que estos se ajusten (FIGURA 2.71)



Figura 2.71 Ubicación Electrodo [32]

Cuando estén colocados los 14 electrodos se enciende la EMOTIV EPOC(FIGURA 2.72)



Figura 2.72 Encendido de la EPOC [32]

Se coloca el EMOTIV EPOC en la cabeza, el electrodo que es diferente son la referencia y deben ir en la parte de atrás de cada oreja(FIGURA 2.73)

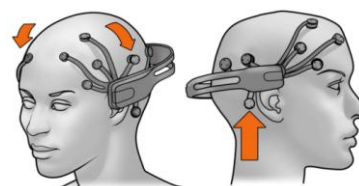


Figura 2.73 Ubicación de la EPOC en la cabeza [32]

Se conecta el equipo con el cable USB EEG a un USB del PC (FIGURA 2.74)



Figura 2.74 Interfaz EPOC-Módulo-PC [32]

Para verificar la correcta ubicación de los electrodos abrimos el programa Control Panel (FIGURA 2.75)

Para ingresar al programa se va a la siguiente dirección:

Inicio\Todos los programas\ Emotiv Research Edition SDK_v1.0.0.5-PREMIUM\controlpanel\controlpanel.exe"

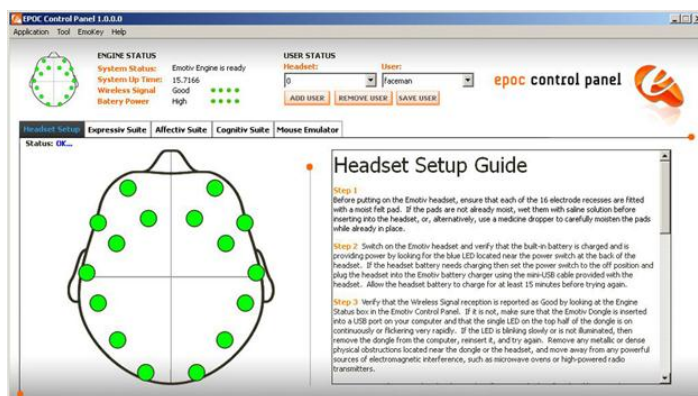


Figura 2.75 Panel EPOC [34]

Los sensores deben estar en color verde para empezar a usar el equipo.

2.6.3 UBICACIÓN DE LOS PARA EL EMG

Para el uso del EMG se limpia la zona del músculo en donde se va a adquirir la señal del paciente con una gasa o algodón impregnada en alcohol (con ello se disminuye la grasa de la piel y se facilita la conducción eléctrica).

Aplicar el gel conductor en la superficie del electrodo que entrará en contacto con la piel del paciente (sino dispone de gel, se puede emplear alcohol o solución fisiológica). Conecte cada uno de los cables a su electrodo periférico correspondiente (el extremo de cada cable está rotulado con las siglas y el código de color de identificación):

Conecte el cable + Rojo al electrodo en la parte distal del brazo (inferior del músculo)

Conecte el cable - Blanco al electrodo en la parte proximal del brazo (superior del músculo)

Conecte el cable GND negro ver FIGURA 2.76

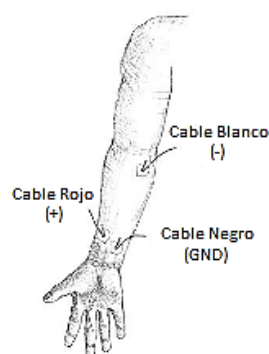


Figura 2.76 Ubicación Electrodo Electromiograma [37]

En el manual de usuario que se encuentra en el ANEXO1 se indica a detalle lo referente al hardware, manejo de software, protocolo de trabajo y mantenimiento del módulo.

CAPÍTULO 3: PROCESAMIENTO DIGITAL DE SEÑALES ECG, EEG y EMG

3.1 ADQUISICIÓN Y PROCESAMIENTO DIGITAL DE LAS SEÑALES ECG, EEG Y EMG

En este capítulo se describen cómo se adquieren con el módulo las bioseñales en los paquetes de software LabView y Matlab empleados en el procesamiento de señales en general.

3.1.1 LABVIEW

Labview es una herramienta de desarrollo basado en una programación gráfica, destinado a la adquisición de datos, instrumentación y control, además proporciona una interface rápida entre el usuario y el sistema dado que utiliza íconos y términos familiarizados tanto para científicos e ingenieros [38].

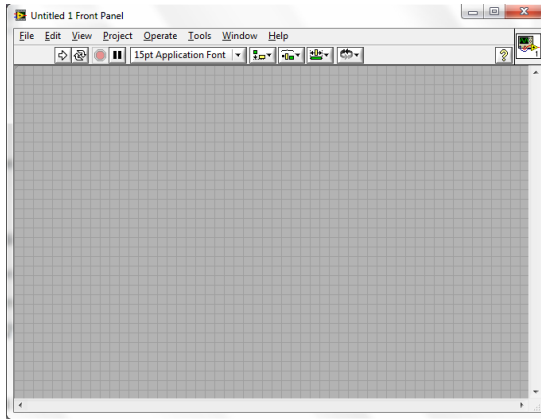
Labview se basa en la programación de diagrama de bloques, lo que representa una gran ventaja frente a otros tipos de programación como el C o Basic que se basan en líneas de texto para crear sus códigos fuentes.

El trabajo en Labview inicia con una ventana (FIGURA 3.1) en la cual se presentan opciones de creación de nuevos archivos llamados VI, de ayuda y soporte de internet.



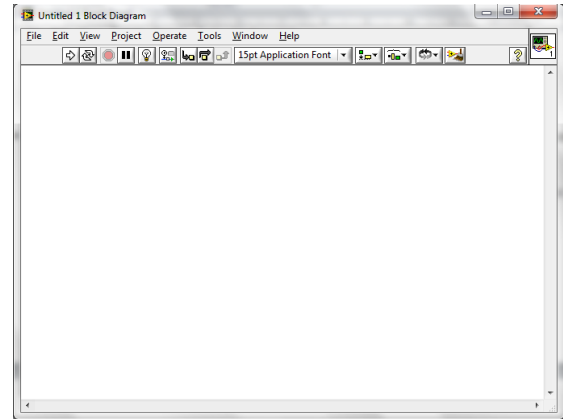
Figura 3.1 Ventana inicial de Labview [39]

El manejo y programación de un VI se realiza en dos paneles de trabajo “Front Panel” (FIGURA 3.2) y “Block Diagram” (FIGURA 3.3).



Front Panel.- Interface entre el usuario y el programa donde se presentan botones, potenciómetros, indicadores, gráficas de los resultados por el procesamiento de los datos.

Figura 3.2 Front Panel de Labview [39]



Block Diagram¹.- Código fuente de Labview en donde se desarrolla el programa de control y procesamiento de los datos que se ingresan o presentan en el Front Panel.

Figura 3.3 Block Diagram Labview [39]

Labview permite trabajar con datos generados por diferentes dispositivos electrónicos con el manejo de sus tarjetas de adquisición de datos como la DAQ 6009(Figura 2.16). En el *Block Diagram* se encuentra el *DAQ Assistant*(*Functions-SignalExpress-AcquireSignals-DAQ Assistant*)que permite el control de la DAQ (FIGURA 3.4)

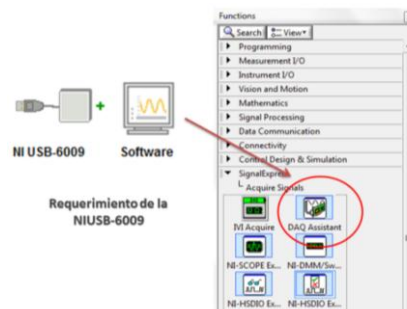


Figura 3.4 DAQ Assistant para el manejo de la NIUSB-6009 [26]

3.1.2 MATLAB

Matlab es un lenguaje de alto nivel que basa su código fuente en su propio lenguaje M. se utiliza para el cálculo, simulado y modelado matemático que es una herramienta para campos de estudio científico, en los cuales se necesite de elevados cálculos matemáticos y presentación de los resultados de una manera rápida y precisa [40].

¹La programación Block Diagram incluye funciones y estructuras guardadas en librerías.

La pantalla principal de Matlab (FIGURA 3.5) cuenta con la ventana *CommandWindow* en la cual se ingresan los diferentes códigos de programación, el *Workspace* en el cual se listan las variables utilizadas y cargadas y el *CommandHistory* en donde se tiene acceso rápido a los comandos utilizados.

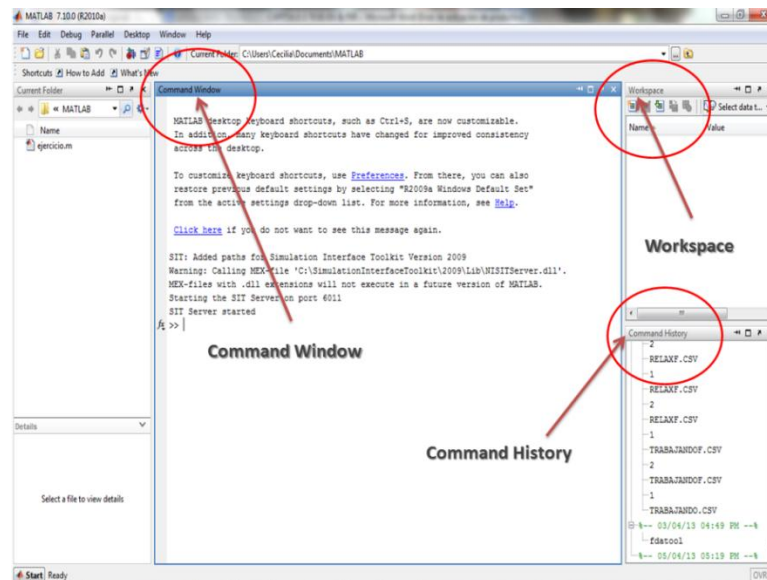




Figura 3.5 Pantalla principal de Matlab [41]

En la ventana *Script* (FIGURA 3.6) se crean los programas, esta ventana aparece dando clic en  o presionando CTRL + N y el programa se ejecuta dando clic en  en la barra *Editor Toolbar* presionando F5. Los archivos creados se graban con una extensión .m por lo q se los conoce como archivos-M.

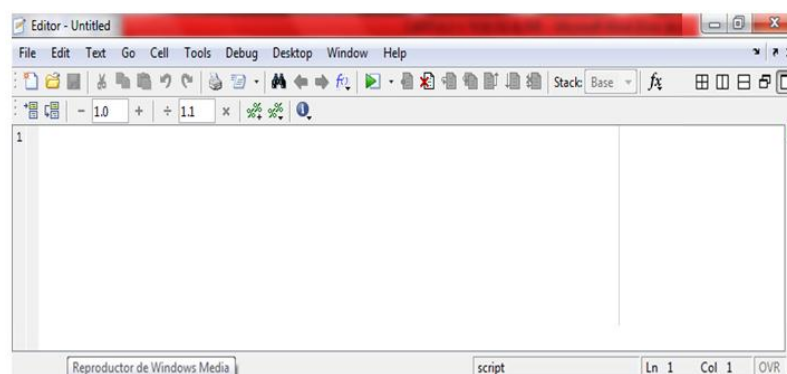


Figura 3.6 Ventana Script [41]

3.1.3 ADQUISICIÓN DE LA SEÑAL ECG

La adquisición se realiza con Labview por medio del DAQ Assistant para obtener las señales de las tres derivaciones bipolares periféricas (DI, DII Y DIII) que luego se

procesan con los filtros indicados en la TABLA 3.1 para el procesamiento digital que garantiza una señal adecuada para el análisis.

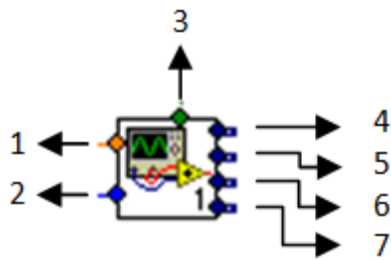
| TIPO DE FILTRO | DESCRIPCIÓN |
|---|---|
| Butterworth pasa bajas de 100Hz de orden 3 | Se utiliza un filtro pasa bajas para eliminar las frecuencias altas que no son necesarias y contaminan la señal. Se utiliza de tercer orden por la necesidad de tener una banda de transición más pequeña, pero tampoco muy alta ya que nos puede distorsionar la señal. |
| Filtro Butterworth pasa altas de 0,1Hz de orden 3 | Se utiliza un filtro pasa bajas para eliminar las frecuencias bajas que no son necesarias y contaminan la señal. Se utiliza de tercer orden por la necesidad de tener una banda de transición más pequeña, pero tampoco muy alta ya que nos puede distorsionar la señal. |
| Filtro Butterworth elimina banda de 60Hz y 120Hz de orden 3 | Se utiliza un filtro elimina banda o en este caso denominado NOTCH por motivo de eliminar una sola frecuencia en especial como es la componente de 60Hz y armónica de 120 producida por la red eléctrica que contaminan la señal. Se utiliza de tercer orden por la necesidad de tener una banda de transición más pequeña, pero tampoco muy alta ya que nos puede distorsionar la señal. |
| Filtro smoothing | Se utiliza un filtro smoothing para “suavizar” la señal. |

Tabla 3.1 Filtros digitales para la adquisición de ECG

Se diseñó el VI de la TABLA 3.2 que puede ser empleado como subVI de manera rápida y confiable para la obtención de una señal ECG. Éste subVI muestra la siguiente información:

- Medidor de la carga de las baterías, dando como límite un 70% para el uso normal y adecuado del módulo, si se llegara a bajar más de éste valor el subVI suspenderá la ejecución del programa.
- Control del valor de la frecuencia de muestreo y del número de muestras en cada lectura.

A continuación se presenta los terminales del subVI.



- 1) Frecuencia de muestreo (F_s)
- 2) Número de muestras por cada lectura
- 3) Ok del mensaje de recarga de baterías
- 4) Primera Derivación (DI)
- 5) Segunda Derivación (DII)
- 6) Tercera Derivación (DIII)
- 7) Indicador de la carga de las baterías

Tabla 3.2 Descripción del subVI de la señal ECG

3.1.4 ADQUISICIÓN DE LA SEÑAL EEG

Para la obtención de las señales EEG se debe instalar en la PC además de Labview y Matlab los siguientes programas: Control Panel, Testbench y OpenVibe

3.1.4.1 PROGRAMA CONTROL PANEL

Es la interfaz de la EmotivEpoC Control Panel (FIGURA 3.7), aquí se encuentra las características de la EPOC como el tiempo de conexión, intensidad de conexión inalámbrica y el nivel de batería. También está la elección de adherir un usuario con perfiles y entrenamiento.

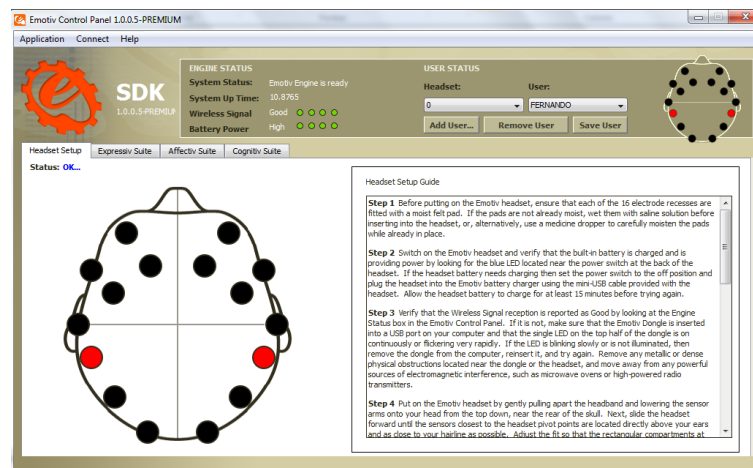


Figura 3.7 Pantalla Principal Control Panel [34]

TAB HEADSET SETUP

En este “TabHeadsetSetup” se revisa la ubicación de los electrodos cuando todos están en verdes es que la comunicación se ha establecido correctamente (FIGURA 3.8).

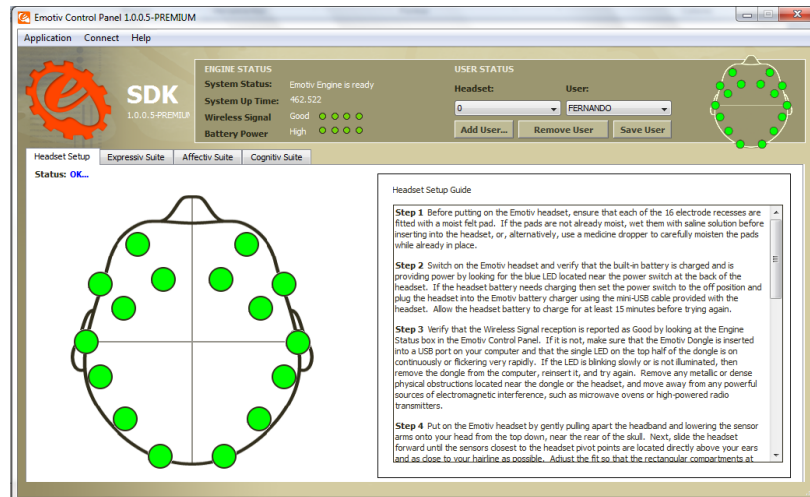


Figura 3.8 Control Panel con todos los electrodos ubicados correctamente [34]

COGNITV SUITE

Esta referido al entrenamiento del modo cognitivo, aquí se evalua la actividad de las señales cerebrales del usuario producidas para realizar el movimiento del objeto virtual [4].

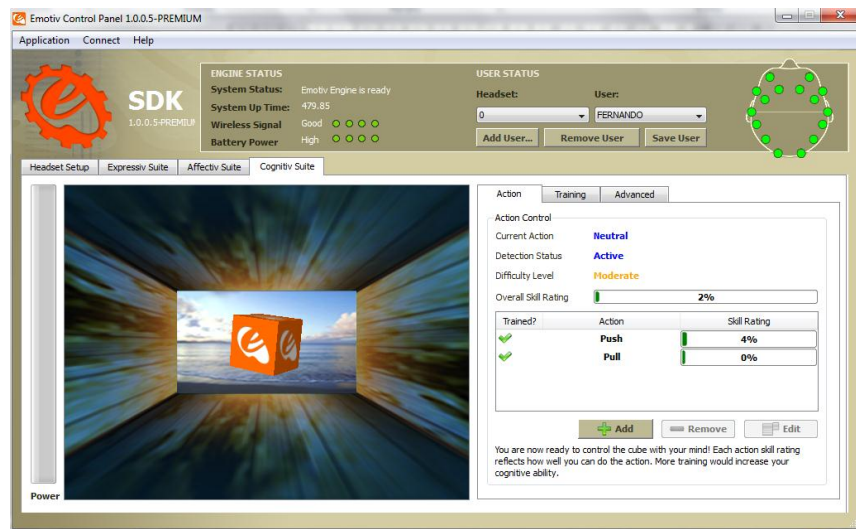


Figura 3.9 Control Panel Cognitiv Suite [34]

En la pestaña Action (FIGURA 3.10) se define las acciones que el usuario desea controlar, tienen un contador de aciertos para cada acción, seleccionando el boton *add* se puede aumentar más acciones. Si aumenta las acciones el reconocimiento es más complejo por lo que habra que entrenar un poco mas para cada acción.

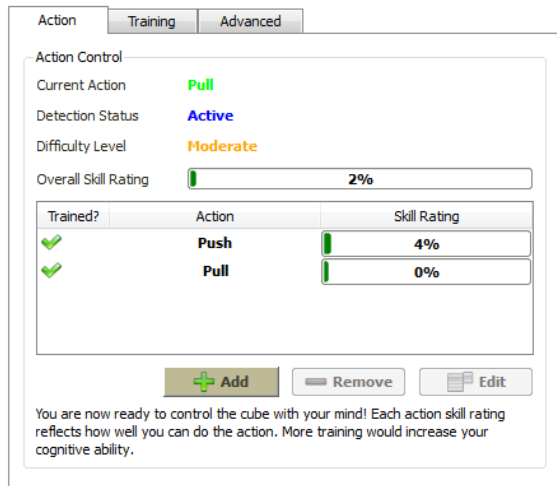


Figura 3.10 Pantalla Action [34]

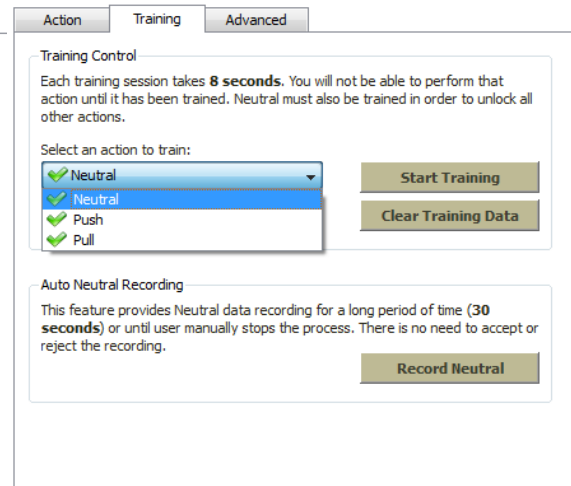


Figura 3.11 Pantalla Training [34]

En la pestaña Training (FIGURA 3.11) sirve para entrenar la acción que se estableció anteriormente dura 8 segundos, si se equivocó al entrenar se puede borrar y grabar otra vez, cabe recalcar que siempre se debe entrenar la acción Neutral que viene por defecto y es el estado de no hacer nada.

En la pestaña Advanced (FIGURA 3.12) es la sensibilidad para cada acción, estas bien configuradas por la Emotiv y es recomendable no manipular ya que estas sirven para la mayoría de usuarios.

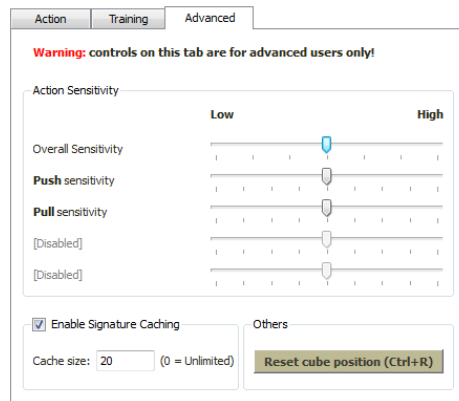


Figura 3.12 Pantalla Advanced [34]

3.1.4.2 EMOTIV EPOC TESTBENCH

El TestBench (FIGURA 3.13) es el segundo programa de la EMOTIV EPOC, permite apreciar las señales de cada electrodo de la Epoc.

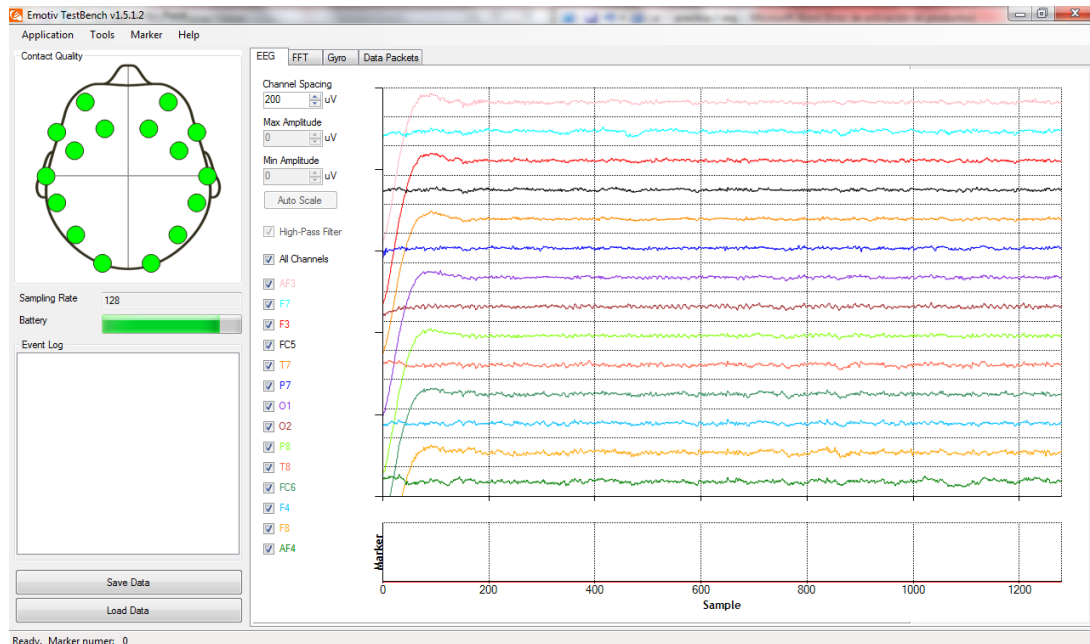


Figura 3.13 Pantalla Test Bench [42]

Para grabar la señal primero se selecciona Save Data y aparece una ventana en la cual al pulsar select se selecciona una carpeta y se nombra al archivo en File Name (FIGURA 3.14).

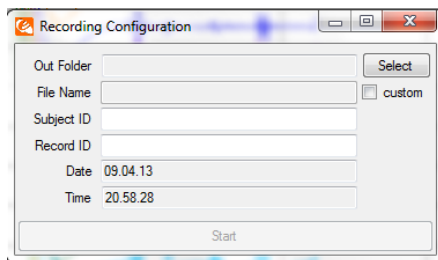


Figura 3.14 Ventana para grabar la señal [42]

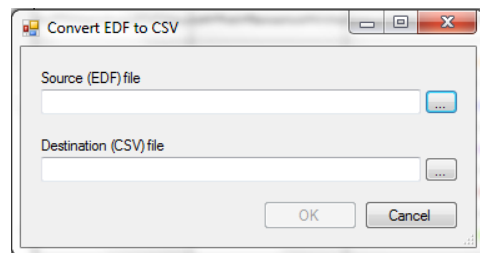


Figura 3.15 Ventana para convertir de EDF a CSV [42]

También se tiene la opción de grabar las señales y procesarlas en otro programa como Matlab. El archivo que se grabó es de extensión EDF y para convertir a una extensión que se pueda abrir en Matlab debemos pasar el archivo .edf a a una extensión .csv.

Primero se busca el archivo edf en “Source (EDF) file” y luego se selecciona la carpeta de destino en “Destination (CSV) file” (FIGURA 3.15).

El segundo Tab muestra la FFT (FIGURA 3.16) de la señal y también hay la posibilidad de realizar el filtrado, además podemos visualizar la potencia de Delta, Theta, Alpha, Beta.

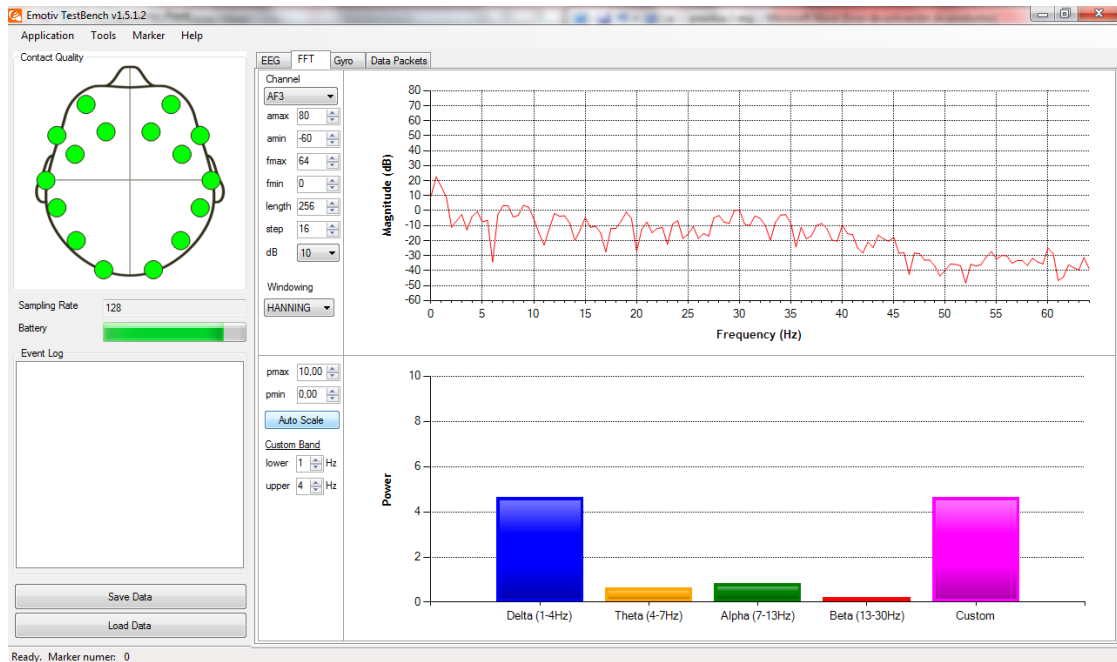


Figura 3.16 Ventana FFT [42]

3.1.4.3 INTERFAZ LAVBIEW - EMOTIV EPOC

El programa de la EmotiEpoC funciona con archivos que tienen una extensión edk.dll y edk_utils.dll, estos son librerías de vínculos dinámicos que contienen una biblioteca de datos y código que pueden ser utilizados por otros programas al mismo tiempo [43].

LABVIEW tiene unas librerías con las que se pueden realizar la interfaz de este con los archivos ya mencionados y se forma una dependencia de Labview con el programa Control Panel es decir si se cierra el archivo Control Panel los archivo .dll dejan de trabajar por lo que lo que se haga en Labview en ese instante dejara de trabajar y nos mostrara un error.

En esta Tesis se ha usado una librería que hace esta interfaz.

Librería EmotivEpoC para LABVIEW

Para empezar a utilizar la librería debemos tomar en cuenta los siguientes vi para lograr la interface(FIGURA 3.17) [44]

1. EmotivCreate Task.vi en este vi se debe ubicar la dirección del archivo edk.dll y colocar el path del subvi.
2. EmotivStart Task.vi es para iniciar la interfaz.
3. Estructura while, aquí se programa lo que deseamos hacer,
4. Fuera del Bucle While un subvi de Emotiv Stop Task.vi para la interfaz.

- Una ventana de error out para visualizar en caso de que la dependencia se rompa.

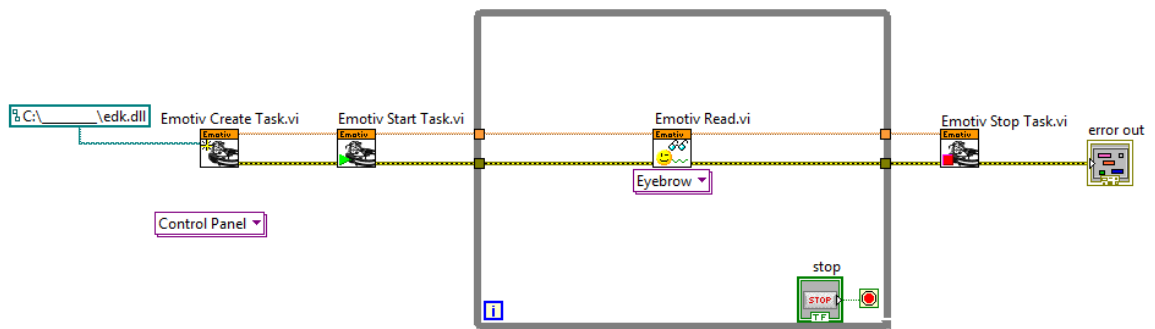


Figura 3.17Subvi para realizar interfaz Control Panel - Labview

Cuando ya está hecha la interfaz tenemos los subvi que nos sirven para obtener los Perfiles que son percibidas por el control panel y transmitidas a labview, por ejemplo se usa el Emotiv Read.vi (FIGURA 3.18) de Eyebrow, cuando se configura este vi nos dará un pulso positivo cuando movamos las cejas.

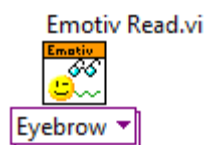


Figura 3.18 Subvi para el movimiento de las cejas

El uso de estas librerías son de fácil aplicación y muy intuitivas permitiendo programas de acuerdo a sus necesidades.

3.1.4.4 PROGRAMA OPENVIBE

OpenVIBE es un proyecto libre desarrollado en el área de las neurociencias que será capaz de crear una revolución tecnológica, al permitir al usuario manejar una maquina solo con sus pensamientos, actualmente es un programa que permite interactuar con una computadora a través de la mente (FIGURA 3.19). [45]



Figura 3.19 Programa OpenVibe[46]

En la página de Openvibe[46] está el software para bajarse directamente, además de las librerías tutoriales y videos del manejo de este programa.

Este software posee interfaz con varios dispositivos para obtención de señales de EEG, en nuestro caso utilizamos el EMOTIV EPOC Headset que consta en esta librería.

- Primero debemos instalar el programa que crea dos archivos que vamos a utilizar, el primero es:

OPENVIBE ACQUISITION SERVER

Este programa es para hacer la interfaz de la EmotivEpoC con Labview.A continuación se detalla la configuración.

1. Programa OpenViBe server (FIGURA 3.20)

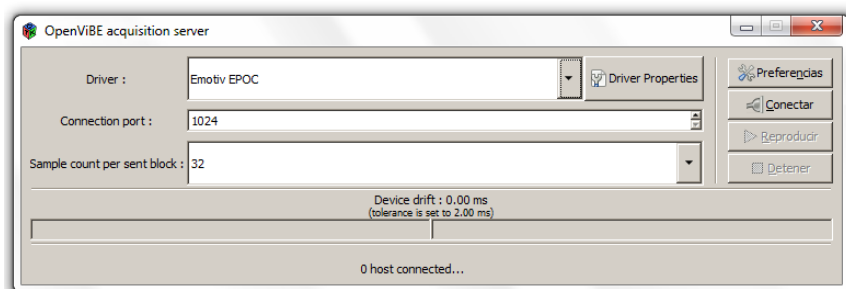


Figura 3.20 Openvibe Server [47]

2. Escoger la interfaz a usar en este caso Emotiv EPOC (FIGURA 3.21).

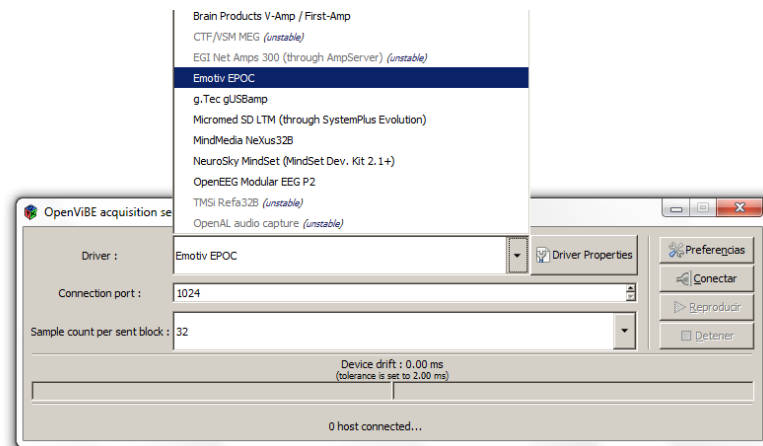


Figura 3.21 Selección de la interfaz [47]

3. Se habilita Driver Properties y se coloca la dirección del archivo edk.dll (FIGURA 3.22)

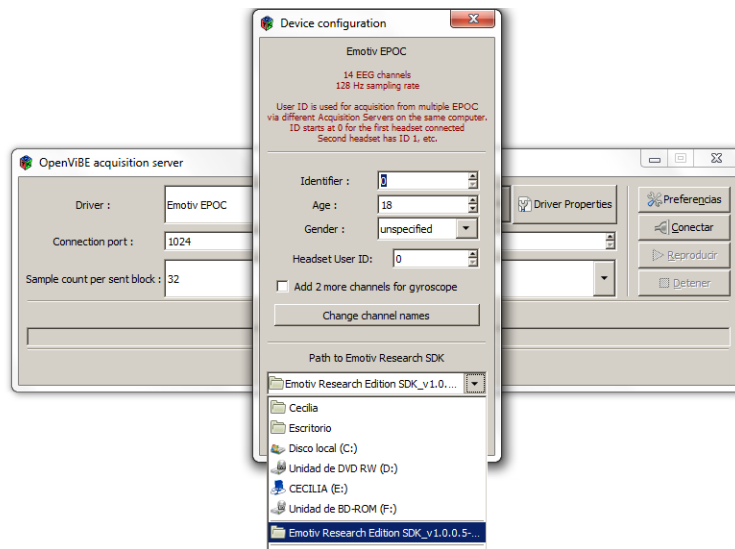


Figura 3.22 Colocar ubicación archivo edk.dll [47]

4. Ahora se coloca en conectar y reproducir para establecer la comunicación con el Programa y en desconectar para parar la interfaz (FIGURA 3.23).

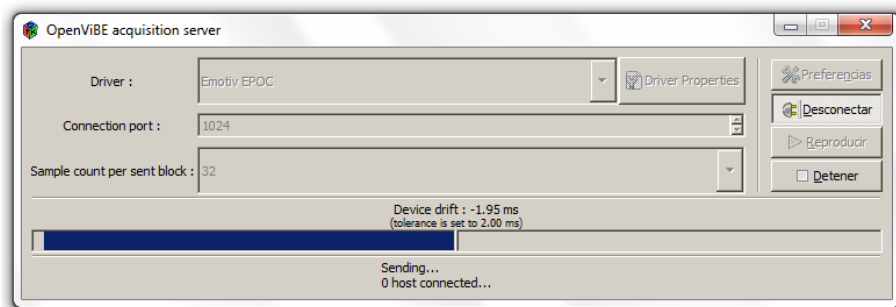


Figura 3.23 Comunicación establecida [47]

OPENVIBE DESIGNER

El software consta de dos lugares, uno en donde se programa y otro con las carpetas donde están las distintas librerías de trabajo (FIGURA 3.24).

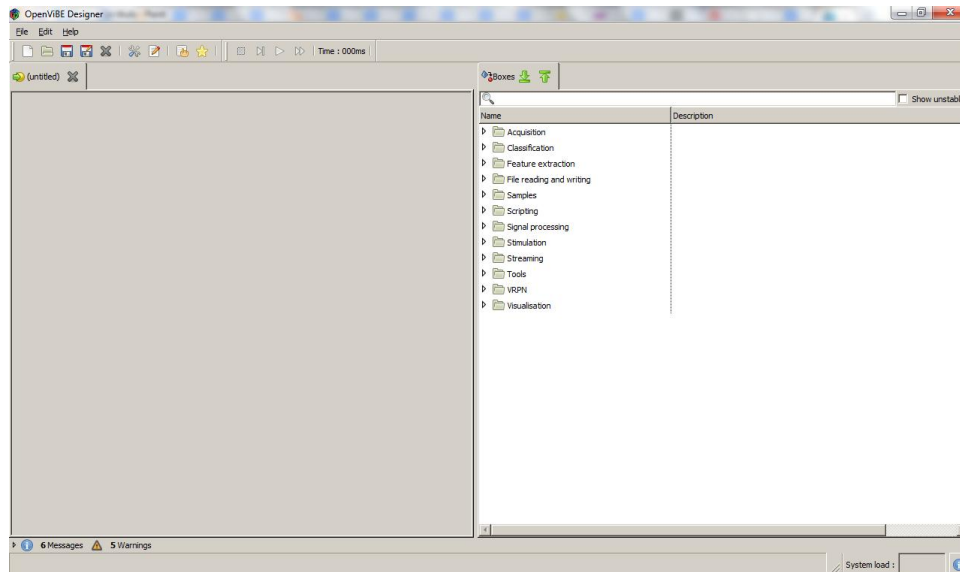


Figura 3.24 Plataforma OpenViBeDesigner [47]

En la parte de librerías se busca lo que se necesita, se selecciona y arrastra a la ventana de trabajo, aquí se programa con bloques y dando doble click en estos se cambia las características que se desea, en este caso un filtro (FIGURA 3.25).

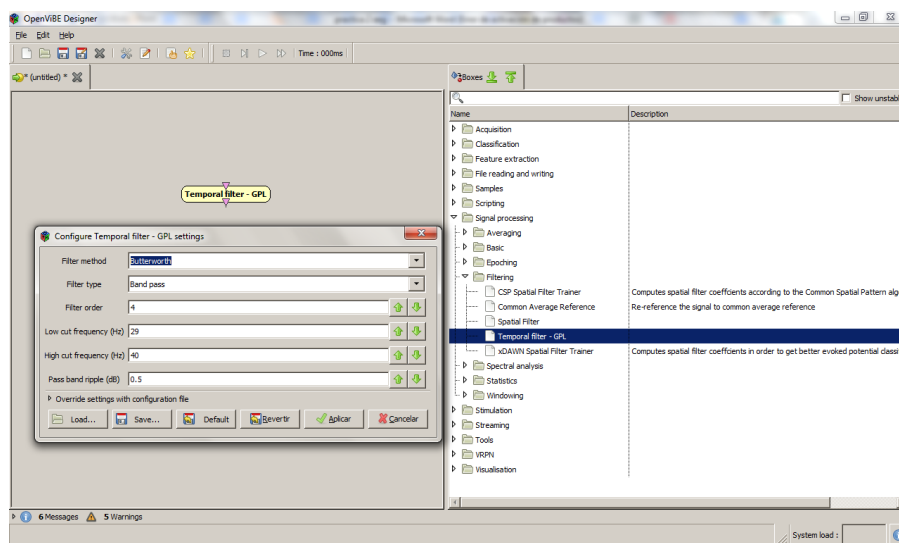


Figura 3.25 Cambio de Características del Filtro [47]

Cuando se termina de programar se activa play y el programa muestra las ventanas programadas (FIGURA 3.26), además establece la comunicación con el Programa OpenViBe server (FIGURA 3.27).

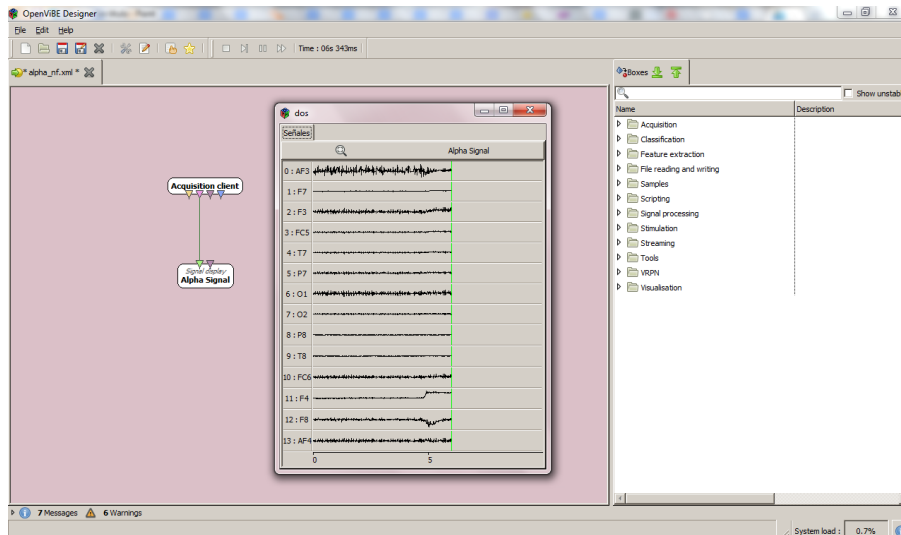


Figura 3.26 Programa Funcionando [47]

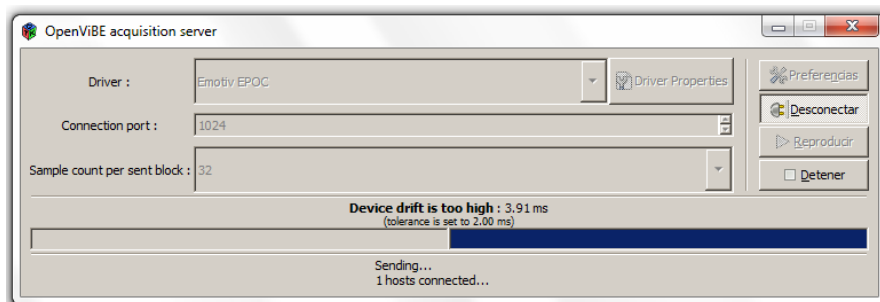


Figura 3.27 Conexión Establecida OpenvibeDesigner y Server [47]

3.1.5 ADQUISICIÓN DE LA SEÑAL EMG

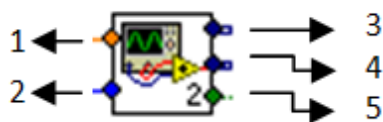
La señal del EMG adquirida con la DAQ se procesa con los filtros descritos en TABLA 3.3

| TIPO DE FILTRO | DESCRIPCIÓN |
|---|--|
| Butterworth pasa bajas de 500Hz de orden 3 | Se utiliza un filtro pasa bajas para eliminar las frecuencias altas que no son necesarias y contaminan la señal. Se utiliza de tercer orden por la necesidad de tener una banda de transición más pequeña, pero tampoco muy alta ya que nos puede distorsionar la señal. |
| Filtro Butterworth pasa altas de 1Hz de orden 3 | Se utiliza un filtro pasa bajas para eliminar las frecuencias bajas que no son necesarias y contaminan la señal. Se utiliza de tercer orden por la necesidad de tener una banda de transición más pequeña, pero tampoco muy alta ya que nos puede distorsionar la señal. |
| Filtro Butterworth elimina banda de 120Hz, 180Hz, 240Hz, 300Hz, | Se utiliza un filtro elimina banda o en este |

| | |
|--|--|
| 360Hz, 420Hz, 480Hz y 520Hz de orden 3 | caso denominado NOTCH por motivo de eliminar una sola frecuencia en especial como es la componente de 60Hz y armónica de 120 producida por la red eléctrica que contaminan la señal. Se utiliza de tercer orden por la necesidad de tener una banda de transición más pequeña, pero tampoco muy alta ya que nos puede distorsionar la señal. |
| Filtro smoothing | Se utiliza un filtro smoothing para “suavizar” la señal. |

Tabla 3.3 Filtros digitales para la adquisición de ECG

Al igual que para el ECG el procesamiento con estos filtros se encuentran como subVI con los mismos complementos de medidor de carga de baterías y control de frecuencia de muestreo. A continuación se presenta los terminales del subVI.



- 1) Frecuencia de muestreo (Fs)
- 2) Número de muestras por cada lectura
- 3) Señal EMG
- 4) Indicador de la carga de las baterías
- 5) Ok del mensaje de recarga de baterías

Tabla 3.4 Descripción del subVI de la señal EMG

3.2 MANUAL DE USUARIO Y MANTENIMIENTO

MÓDULO DIDÁCTICO PARA LA
ADQUISICIÓN DE SEÑALES
ECG, EEG Y EMG
MOD ADQ BIO V1.0



MANUAL DE USUARIO
& MANTENIMIENTO

LABORATORIO DE INGENIERÍA BIOMÉDICA
UNIVERSIDAD POLITÉCNICA SALESIANA
CUENCA – ECUADOR
2013

MOD ADQ BIO V1.0

Figura 3.28 Manual del Usuario y Mantenimiento

En el presente capítulo se muestra el manual de usuario y mantenimiento del “MÓDULO DIDÁCTICO DE ADQUISICIÓN DE SEÑALES ECG, EEG, EMG” por la gran importancia del conocimiento sobre el equipo en el que se encuentran trabajando por parte de los usuarios, con el objetivo de potenciar al máximo el uso

del mismo. Además de conocer sus funciones se debe conocer los pasos para realizar un buen mantenimiento del equipo y de esta manera alargar el tiempo de uso del equipo.

En el manual se puede encontrar la siguiente información:

- Especificaciones del equipo:
 - Físicas
 - Funcionales
 - Eléctricas
 - Requerimientos del sistema
 - Alimentación
- Adquisición de señales ECG EEG EMG
- Preparación del paciente
- Protocolos de colocación de los electrodos
- Mantenimiento del equipo en general

Para un mayor detalle del manual ver ANEXO 1

CAPÍTULO 4: PRUEBAS, ANÁLISIS DE RESULTADOS DEL MÓDULO DE ADQUISICIÓN Y PRACTICAS DE SEÑALES ECG, EEG y EMG

4.1 PRUEBAS PARA LA CALIBRACIÓN Y VALIDACIÓN DE LAS SEÑALES ADQUIRIDAS

En la calibración del equipo se recogieron datos del equipo patrón (BIOPAC MP45¹) y del módulo, para una vez calibrado proceder a la validación.

Para la validación del módulo se tomaron varias muestras y se contrastaron con las obtenidas con el BIOPAC MP45, con las tres señales biológicas.

Los datos de cada lectura de las señales se presentan en el ANEXO 2, en este capítulo solo se tomarán las medias aritméticas de cada prueba.

4.1.1 CALIBRACIÓN Y VALIDACIÓN ECG

Para la calibración se recogieron datos del equipo patrón (Biopac MP45) y del módulo, donde se obtuvo los siguientes resultados (TABLA 4.1):

| Derivación | BIOPAC | | | | MOD ADQ BIO V1.0 | | | |
|------------|-----------------|-----------------|-------|-------|------------------|-----------------|--------|-------|
| | Amplitud Máxima | Amplitud Mínima | BPM | P P | Amplitud Máxima | Amplitud Mínima | BPM | P P |
| D I | 0,352 | -0,36 | 75,18 | 0,682 | 0,1259 | -0,1026 | 63,914 | 0,229 |
| D II | 1.3 | -0,613 | 83,02 | 1,914 | 0,425 | -0,154 | 63,914 | 0,578 |
| D III | 0,9443 | -0,274 | 75,44 | 1,218 | 0,226 | -0,066 | 63,943 | 0,292 |

Tabla 4.1 Datos para la calibración del módulo

Como se observa los resultados nos demuestran que la relación entre el BIOPAC y el módulo es de 2,8 en la D I, 3.06 en la D II y 4,18 en la D III. Donde con estos valores se calibrará el módulo multiplicando cada salida con su respectiva corrección.

Calibrado el módulo se procede a validarlo con más pruebas de las tres derivaciones dándonos los siguientes resultados (TABLA 4.2):

Los resultados muestran un error del 0.14% en la D I, 0.04% y 0.04%, rango que para esta aplicación se considera aceptable para su validación.

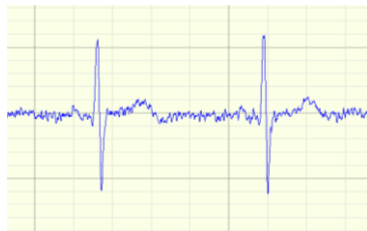
¹El equipo BIOPAC MP45 permite la adquisición de bioseñales de la empresa BIOPAC SYSTEM www.biopac.com

| Derivación | BIOPAC | | | | MOD ADQ BIO V1.0 | | | |
|------------|--------------------|--------------------|-------|--------|--------------------|--------------------|--------|-------|
| | Amplitud Máxima | Amplitud Mínima | BPM | P P | Amplitud Máxima | Amplitud Mínima | BPM | P P |
| D I | 0,352 | -0,36 | 75,18 | 0,682 | 0,35252 | -0,28728 | 63,914 | 0,639 |
| D II | 1,3 | -0,613 | 83,02 | 1,914 | 1,3005 | -0,47124 | 63,914 | 1,772 |
| D III | 0,9443 | -0,274 | 75,44 | 1,2182 | 0,94468 | -0,27588 | 63,943 | 1,221 |

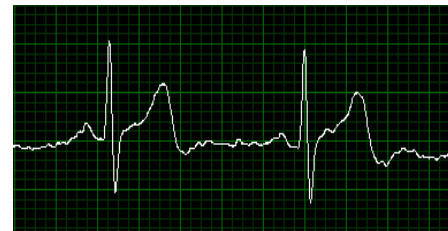
Tabla 4.2 Validación del Módulo.

Además las señales del BIOPAC y del MOD ADQ BIO V1.0 presentan una semejanza fisiológica como se muestra en las FIGURAS 4.1 a 4.3.

Primera Derivación.



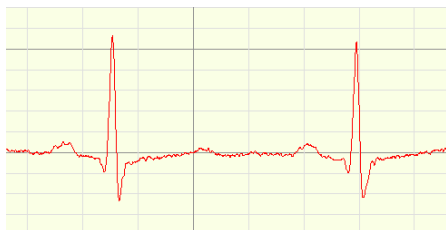
ECG DI BIOPAC



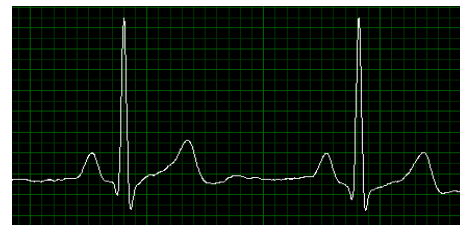
ECG DI MOD ADQ BIO V1.0

Figura 4.1 Comparación fisiológica de las señales ECG DI

Segunda derivación



ECG DII BIOPAC



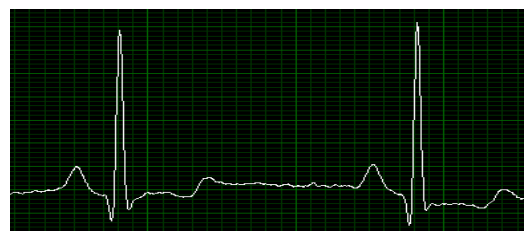
ECG DII MOD ADQ BIO V1.0

Figura 4.2 Comparación fisiológica de las señales ECG DII

Tercera derivación



ECG DIII BIOPAC



ECG DIII MOD ADQ BIO V1.0

Figura 4.3 Comparación fisiológica de las señales ECG DIII

4.1.2 CALIBRACIÓN Y VALIDACIÓN EMG

Para la calibración se recogieron datos del equipo patrón (Biopac MP45) y del módulo, donde se obtuvo los siguientes resultados (TABLA 4.3):

| SEÑAL | BIOPAC | | | MOD ADQ BIO V1.0 | | |
|-------|-----------------|-----------------|------|------------------|-----------------|--------|
| | Amplitud Máxima | Amplitud Mínima | P P | Amplitud Máxima | Amplitud Mínima | P P |
| EEG | 1,222 | -1,548 | 2,77 | 0,999 | -0,991 | 1,9891 |

Tabla 4.3 Datos para la calibración del módulo

Como se observa los resultados demuestran que la relación entre el BIOPAC y el módulo es de 1,22. Donde con este valor se calibrará el módulo multiplicando la salida con éste valor. Una vez calibrado el módulo se procede a validarlo con más pruebas de EMG obteniendo los siguientes resultados (TABLA 4.4):

| SEÑAL | BIOPAC | | | MOD ADQ BIO V1.0 | | |
|-------|-----------------|-----------------|------|------------------|-----------------|--------|
| | Amplitud Máxima | Amplitud Mínima | P P | Amplitud Máxima | Amplitud Mínima | P P |
| EEG | 1,222 | -1,548 | 2,77 | 1,21878 | -1,20902 | 2,4278 |

Tabla 4.4 Validación del Módulo

Los resultados muestran un error del 0.02% el cual es un rango aceptable para esta aplicación.

Además las señales del BIOPAC y del MOD ADQ BIO V1.0 presentan una semejanza fisiológica como se muestra en las siguientes FIGURA 4.4.

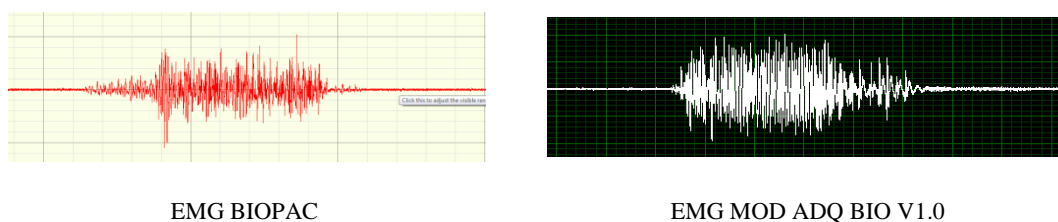


Figura 4.4 Comparación fisiológica de las señales EMG

4.2 PRUEBAS CON EL ESPECIALISTA

Una vez calibrado y validado el módulo se procedió a realizar las pruebas con la especialista la *Dra. Marcia Eugenia Parra Tenesaca* quién al manipular el equipo certifica su correcto funcionamiento para los objetivos planteados. El certificado se presenta en el ANEXO 3. En las FIGURAS 4.5 y 4.6 se reporta el empleo del módulo por la especialista.



FIGURA 4.5 Empleo del equipo por la especialista



FIGURA 4.6 Medición de ECG a un paciente

4.3 DESCRIPCIÓN DE PRÁCTICAS CON EL MÓDULO

Se han planteado tres prácticas para cada una de las bioseñales que se adquieren con el módulo descrito en el capítulo 2 como ejemplos de los desarrollos que pueden realizarse dentro de un Laboratorio de Ingeniería Biomédica y como una manera de demostrar el funcionamiento del mismo. Se plantea en cada práctica los objetivos y desarrollo, utilizando como programas base Labview 2009 y Matlab 2010A. Se recomienda para aplicaciones que exijan el análisis de las señales a tiempo real como por ejemplo emplear el EEG para una interfaz BCI el programa Labview, mientras que si el análisis no es necesario tenerlo en tiempo real el programa sea Matlab.

4.3.1 ADQUISICIÓN Y ANÁLISIS DE LA SEÑAL ECG

Un punto muy importante en todo estudio es la familiarización del alumno con el equipo que va a utilizar, para el desarrollo de prácticas se requieren los materiales y seguir el protocolo indicado en la TABLA 4.5.

| MATERIALES | REQUERIMIENTO |
|---|---|
| Módulo didáctico para la adquisición de señales ECG EEG EMG | Desconectado de la red eléctrica y con sus baterías cargadas |
| PC con LabView y Matlab instalados | Sub VI del módulo habilitado |
| 4 cables para ECG | Cables de color verde (referencia), rojo, blanco y negro de las derivaciones conectados al módulo |
| 4 electrodos desechables | Electrodos de adulto |
| Insumos: alcohol, algodón, gel conductor | Para limpieza de la piel antes y después de la adquisición de la señal |

Tabla 4.5 Requerimientos para la realización de prácticas ECG

En todas las prácticas para una buena medición se recomienda colocar los electrodos sobre una piel limpia, asegurándose que estén adheridos totalmente que si no hay un buen contacto del electrodo con la piel se produce ruido en la señal. Para limpiar la piel se recomienda utilizar alcohol o gel antibacterial. La persona debe estar sin moverse, se recomienda que esté sentada o recostada, ya que los movimientos producen ruidos en la señal por la electricidad generada por los músculos.

4.3.1.1 ECG - PRÁCTICA 1

La primera práctica ECG que se va a realizar trata cómo adquirir y analizar una señal ECG, en el cual el alumno aprenderá a manipular el equipo de una manera apropiada y reconocer una señal ECG con sus características principales como son sus ondas, segmentos e intervalos. En el capítulo 1, sección 1.1 se describió todo lo referente a la señal ECG y sus características, lo que ayudará como sustento teórico para el desarrollo de la presente práctica que tiene un tiempo aproximado para su realización de 60 minutos. Los objetivos de la práctica son: a) Obtener la señal característica ECG, b) Visualizar las principales ondas, segmentos e intervalos de una señal ECG y c) Comparar la señal obtenida de una persona tranquila y una agitada.

Visualización de las principales ondas, intervalos y segmentos de una señal ECG

Siguiendo los pasos indicados en la TABLA 4.5 el módulo adquiere la señal ECG que se visualiza en Labview. La señal de la FIGURA 4.7 corresponde a la primera derivación (D I) obtenida de una persona sana, en la cual se puede observar claramente la forma característica de una señal ECG

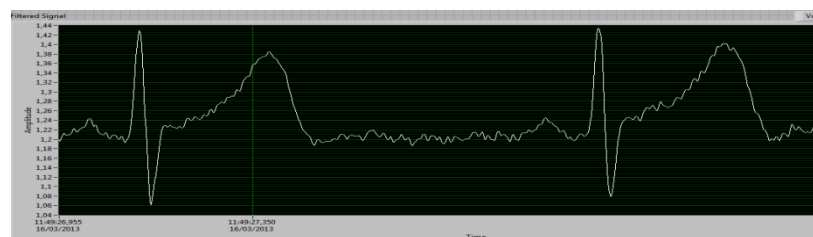


Figura 4.7 Señal característica ECG DI

En la FIGURA 4.8 se puede observar uno de los ciclos ECG de la derivación D I en la cual se indican las diferentes ondas con su respectiva magnitud. La onda U no se puede observar ya que no es muy común detectarla en un ECG, esta onda es posible observarla en las derivaciones precordiales V1 y V2.

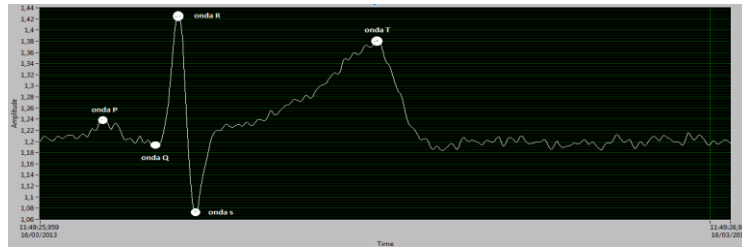


Figura 4.8 Principales ondas de la señal ECG

En la FIGURA 4.9 se observa los segmentos PR y ST de la señal ECG y en la FIGURA 4.10 se muestran los intervalos PR, QR más conocido como “Complejo QRS”, QT y ST de la señal ECG.

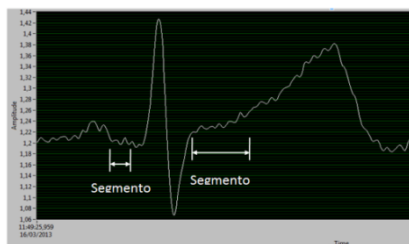


Figura 4.9 Segmentos del ECG

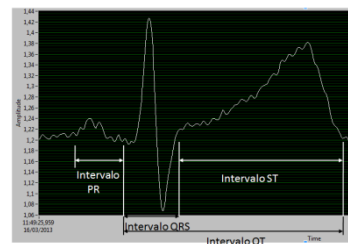
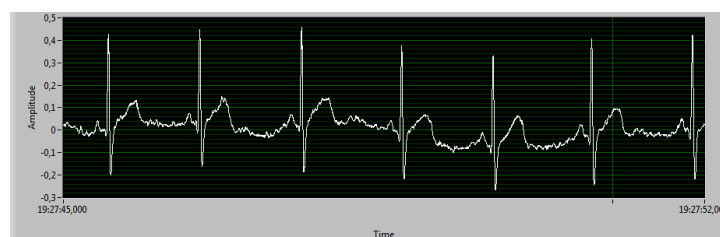


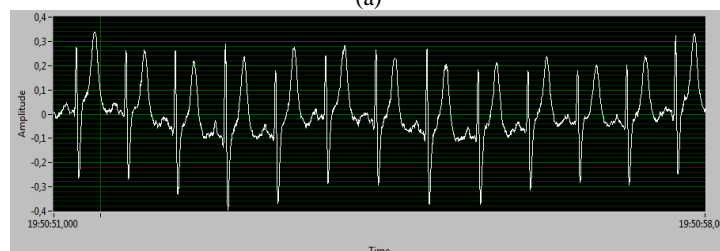
Figura 4.10 Intervalos del ECG

Comparación de señales ECG de una persona tranquila y una agitada

En la FIGURA 4.11 muestran dos señales ECG de la misma persona en dos estados, (a) es el ECG de la persona en un estado de tranquilidad y (b) el ECG en un estado agitado. Como se puede observar la forma de onda característica en los dos estados no cambia, pero si se puede apreciar un aumento de amplitud de las ondas S y T para el segundo caso, así como también el aumento de la frecuencia cardiaca a casi el doble de una persona tranquila por motivo de una mayor excitación del corazón.



(a)



(b)

Figura 4.11 a) Señal de una persona sana y tranquila. b) Señal de una persona sana y agitada

Con estos resultados se puede manifestar que en la señal ECG de la misma derivación de una persona tranquila y agitada su forma básica no cambia pero las magnitudes de las ondas si, incluso la onda T puede ser mayor que la onda R. La mayor diferencia entre las señales ECG de una persona tranquila y luego agitada es su frecuencia cardiaca, siendo el de una persona agitada el doble que una tranquila. Se concluye que no es muy frecuente observar la onda U en las derivaciones periféricas bipolares, como también la onda Q se muestra con una magnitud demasiado pequeña en comparación con las demás ondas que se pueden observar claramente y que los intervalos son difíciles de delimitarlos ya que dependiendo de la derivación se cambia la magnitud de las diferentes ondas.

4.3.1.2 COMPLEJO QRS- PRÁCTICA 2

La señal ECG presenta características como son sus ondas, segmentos e intervalos donde una de las características principales de análisis es el intervalo QRS o complejo QRS, producido por la despolarización de los ventrículos del corazón. A partir de este complejo se pueden identificar varias patologías cardiacas, por lo que su estudio en este campo es muy importante. Se han realizado varios algoritmos para su detección siendo el de Pan-Tompkins uno de los principales y base para el desarrollo de otros algoritmos. Esta práctica se enfoca a la detección del complejo QRS con base al algoritmo de Pan-Tompkins y el tiempo aproximado para su realización es de 4 horas. Los objetivos de la práctica son a) Adquirir la señal ECG de las tres derivaciones periféricas bipolares de dos personas diferentes, b) Diseñar un algoritmo en Matlab que detecte el complejo QRS y c) Aplicar el algoritmo a las señales ECG d el primer objetivo.

Adquisición de las señales

La adquisición del ECG se realizó a dos sujetos de las mismas características físicas, sexo masculino, 25 años, un promedio de 1,76mts y visualmente sanos con los materiales y siguiendo el protocolo de la TABLA 4.5.

Sujeto 1 D I: La D I (FIGURA 4.12) se obtiene con la diferencia de las señales del brazo izquierdo menos la del brazo derecho.

Sujeto 1 D II: La D II (FIGURA 4.13) se obtiene con la diferencia de las señales de la pierna izquierda menos la del brazo derecho.

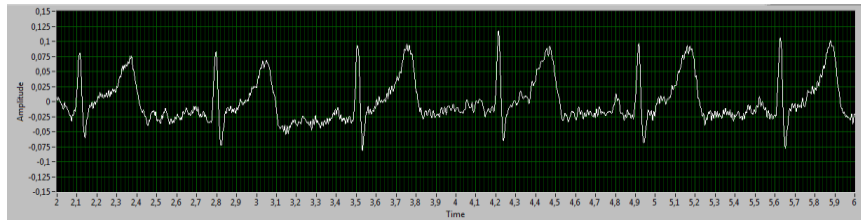


Figura 4.12 Derivación D I de la primera persona

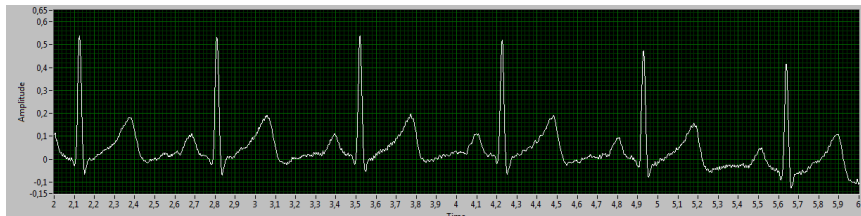


Figura 4.13 Derivación D II de la primera persona

Sujeto 1 D III: La D III (FIGURA 4.14) se la obtiene con la diferencia de las señales de la pierna izquierda menos la del brazo izquierdo.

Sujeto 2 D I: La D I (FIGURA 4.15) se obtiene con la diferencia de las señales del brazo izquierdo menos la del brazo derecho.

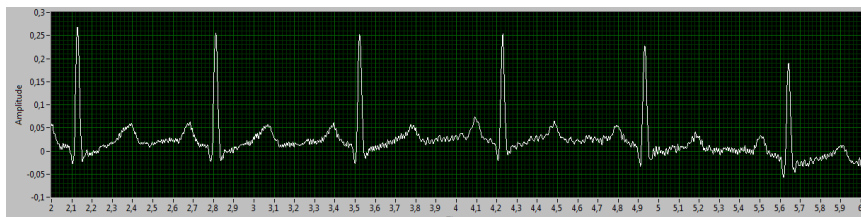


Figura 4.14 Derivación D III de la primera persona

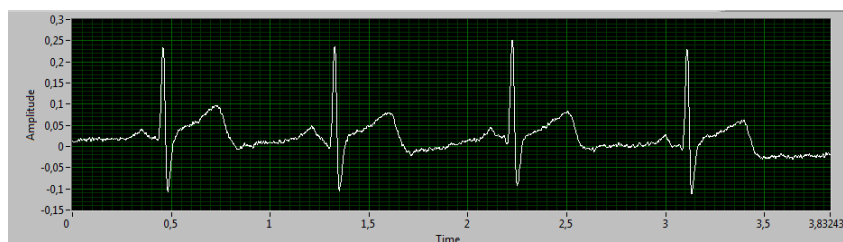


Figura 4.15 Derivación D I de la segunda persona

Sujeto 2 D II: La D II (FIGURA 4.16) se la obtiene con la diferencia de las señales de la pierna izquierda menos la del brazo derecho.

Sujeto 2 D III: La D III (FIGURA 4.17) se la obtiene con la diferencia de las señales de la pierna izquierda menos la del brazo izquierdo.

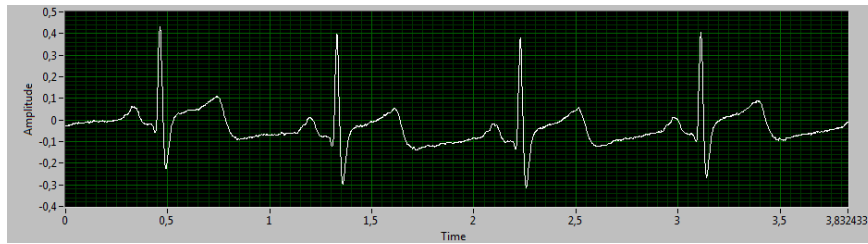


Figura 4.16 Derivación D II de la segunda persona

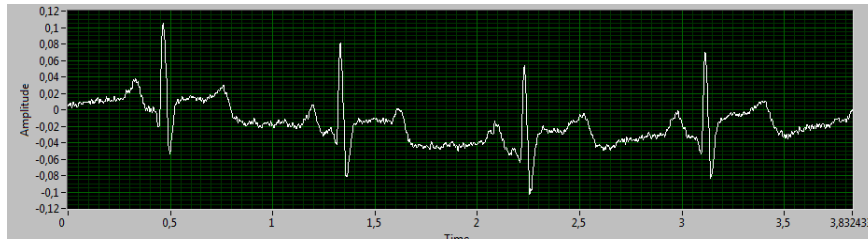


Figura 4.17 Derivación D III de la segunda persona

El algoritmo se programa en Matlab para lo cual es necesario cambiar la extensión del archivo del electrocardiograma guardado en Labview. Al grabar los datos se genera un archivo con extensión .lvm, este archivo no es reconocido en Matlab por lo que para empezar a trabajar con éste se debe cambiar de formato el archivo, para lo cual se deben realizarlo siguientes: 1) Abrir el archivo .lvm en Microsoft Excel, 2) Guardar el archivo como libro de Excel que genera una extensión .xlsx.², 3) Cargar el archivo en Matlab.

Algoritmo de detección de complejo QRS

Para el algoritmo de detección del complejo QRS se tomó como base el modelo de Pan-Tompkins, el cual es la base de muchos detectores en la actualidad y que se describe en el capítulo 1. El código fuente del programa se encuentra en el ANEXO 4. Una vez ejecutado el programa, con base al modelo de Pan-Tompkins los datos son procesados pasando primeramente por una serie de filtros como un pasa bajo de 15, pasa alto de 5, un derivador e integrador para poder generar la ventana móvil y detectar los segmentos QRS, la FIGURA 4.18 muestra el flujograma del algoritmo.



Figura 4.18 Flujograma del algoritmo

²Nota. En el punto 2 se puede borrar por conveniencia la primera columna perteneciente al tiempo y grabar solo los datos de amplitud

Al final del proceso se presenta el resultado de la señal con los puntos del complejo QRS detectados en la FIGURA 4.19

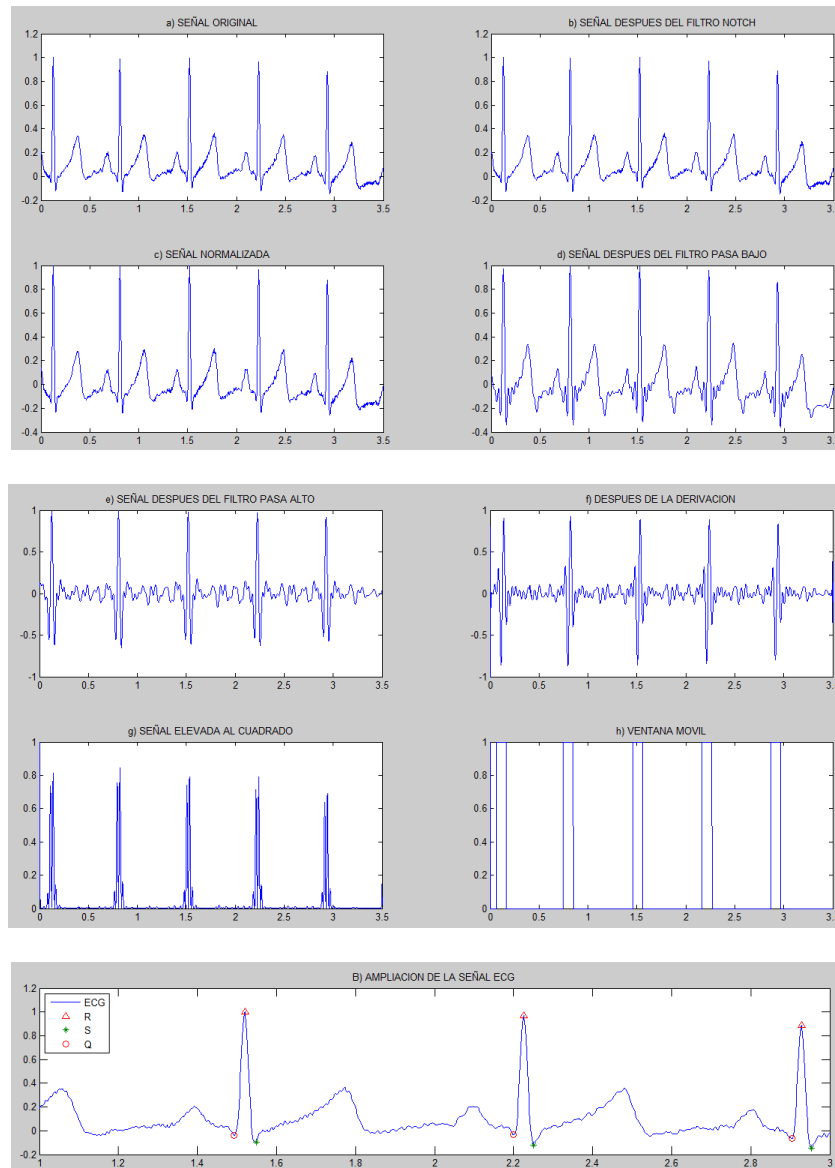


Figura 4.19 a) Señal original. b) Señal después del filtro notch. c) Señal normalizada d) señal después del filtro pasabajo e) Señal después del filtro pasa alto. f) Señal después de la derivación. g) Cuadratura h) Ventana Móvil i) Señal original con las detecciones de los complejos QRS

De la FIGURA 4.20 a 4.25 se muestra el resultado del algoritmo en cada derivación.

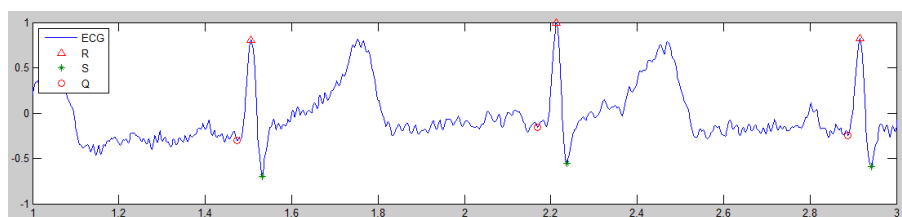


Figura 4.20 Derivación D I del sujeto 1 con la detección del Complejo QRS

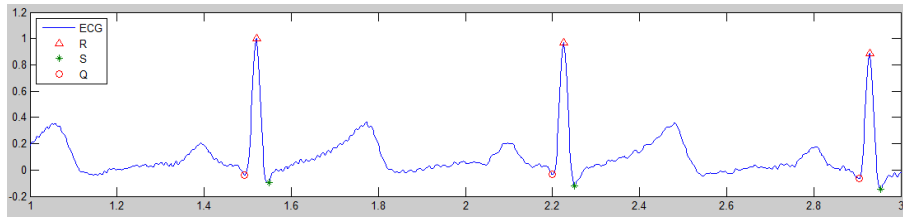


Figura 4.21 Derivación D II del sujeto 1 con la detección del Complejo QRS

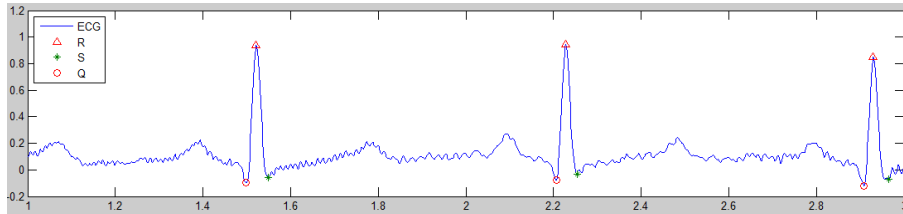


Figura 4.22 Derivación D III del sujeto 1 con la detección del Complejo QRS

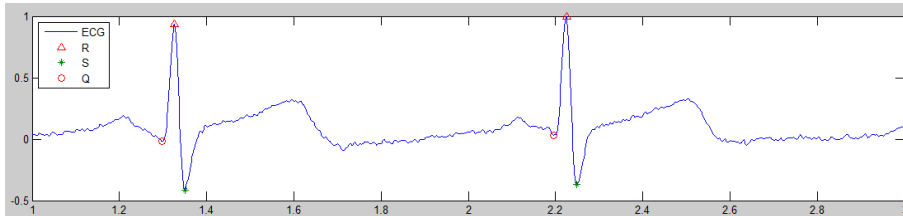


Figura 4.23 Derivación D I del sujeto 2 con la detección del Complejo QRS

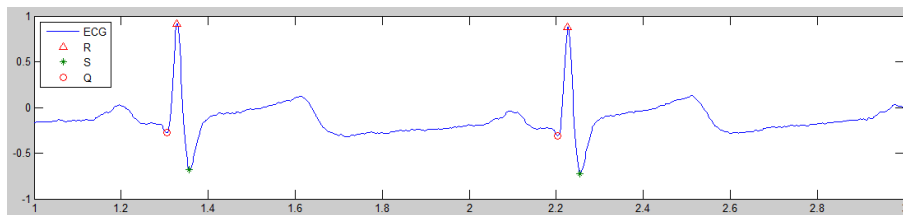


Figura 4.24 Derivación D II del sujeto 2 con la detección del Complejo QRS

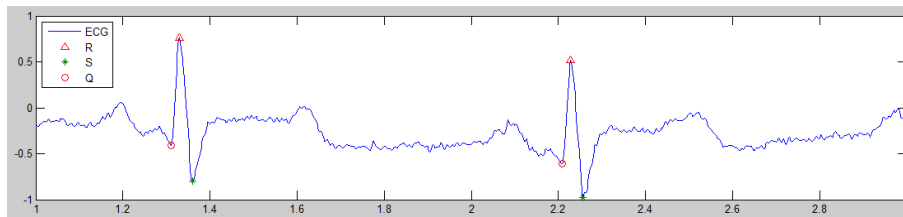


Figura 4.25 Derivación D III de del sujeto 2 con la detección del Complejo QRS

Con estos resultados se puede manifestar que:

- Con el algoritmo de Pam-Tompkins podemos ver de manera eficiente en donde comienza y termina el complejo QRS.
- Las detecciones fueron muy acertadas a excepción por la detección de dos datos falsos en el inicio y final de la señal, lo cual nos proporciona un alto nivel de efectividad en la detección.

Como conclusión se puede decir que la base del algoritmo realizado es el modelo de Pam-Tompkins el cual es muy efectivo cuando el ruido o perturbación es de pequeña magnitud pero tiene problemas cuando su magnitud es semejante a las ondas del complejo QRS. Se debe escoger un buen tamaño de la ventana móvil ya que si se escoge muy pequeña se corre el riesgo de tener detecciones falsas, mientras que si es muy grande las detecciones de los picos de las ondas del complejo QRS son erróneas. En el algoritmo se deben realizar buenos filtros para una formación de las ventanas móviles.

4.3.1.3 FRECUENCIA CARDIACA- PRÁCTICA 3

En el análisis de una señal ECG la frecuencia cardiaca es un parámetro muy importante ya que entrega información valiosa sobre una persona, que puede ir desde la detección del padecimiento de alguna anomalía o control para una rutina de ejercicio. La frecuencia cardiaca es el número de latidos por segundo, pero también se lo puede tomar como el número de latidos por minuto o BPM.

El tiempo aproximado para la realización de ésta práctica es de 60 minutos.

Los objetivos de la práctica son: a) Adquirir la señal ECG, b) Determinar la frecuencia cardiaca de la señal obtenida y c) programas un sonido beep para cada paso de la onda R.

Adquisición de la señal ECG

La señal ECG corresponde a la tercera derivación (D III), escogida por la mayor diferencia de amplitud entre la onda R y las demás ondas (FIGURA 4.26).

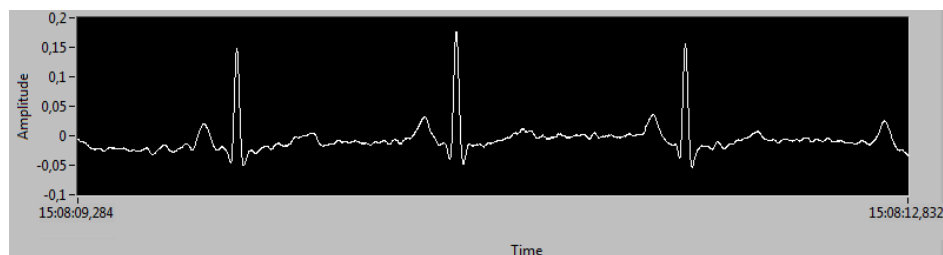


Figura 4.26 Adquisición de la señal ECG DIII

Una vez obtenida la señal con lo indicado en la TABLA 4.5 se procede a filtrar las ondas de baja frecuencia mayores de 2Hz para eliminar el ruido de línea base la cual afecta directamente en la detección de la onda R.

Luego del filtrado se procede a detectar las ondas R (FIGURA 4.27) con un comparador de nivel de amplitud el cual genera los pulsos que ayudan a producir el sonido beep y calcular el BPM (latidos por minuto).

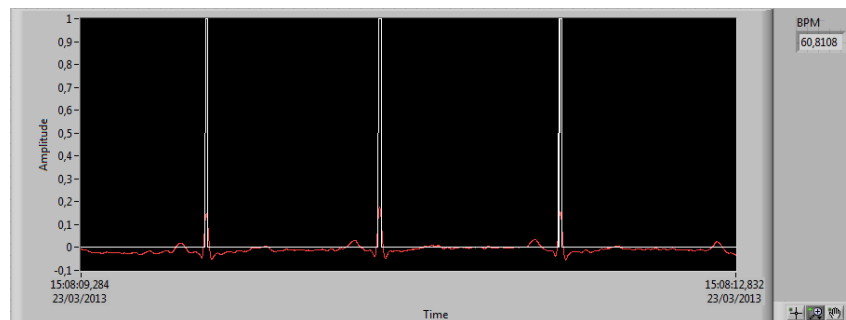


Figura 4.27 BPM y pulsos indicadores de la onda R para la creación del beep

La programación en Labview para esta práctica se presenta en la FIGURA 4.28

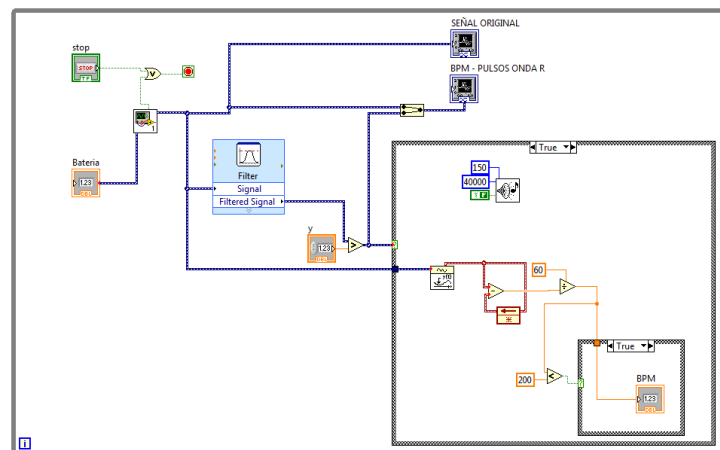


Figura 4.28 Programa de BPM y beep de la onda R

Como conclusión se puede decir que para la determinación de la onda R se debe filtrar las frecuencias bajas de la señal para poder eliminar el ruido de la línea base, ya que si no se lo realizan las detecciones pueden ser erróneo, dando pulsos falsos. La mejor derivación periférica bipolar para la detección de la onda R es la D III por su mayor diferencia de amplitud entre la onda R y las demás ondas.

4.3.2 ADQUISICIÓN Y ANÁLISIS DE LA SEÑAL EMG

Para el desarrollo de las prácticas se requieren lo indicado en la TABLA 4.6. Como en el caso del trabaja con ECG en todas las prácticas para una buena medición se recomienda colocar los electrodos sobre una piel limpia y asegurándose que estén adheridos totalmente.

| MATERIALES | REQUERIMIENTO |
|---|--|
| Módulo didáctico para la adquisición de señales ECG EEG EMG | Desconectado de la red eléctrica y con baterías cargadas |
| PC con LabView y Matlab instalados | Sub VI del módulo habilitado |
| 3 cables para EMG | Cables de color rojo (+), blanco (-) y negro (referencia) conectados al módulo |
| 3 electrodos desechables | Electrodos pediátricos |
| Insumos: alcohol, algodón, gel conductor | Para limpieza de la piel antes y después de la adquisición de la señal |

Tabla 4.6 Requerimientos para la realización de prácticas EMG

4.3.2.1 EMG MIEMBROS SUPERIORES- PRÁCTICA 1

Al igual que en el electrocardiograma para comenzar con el estudio de electromiograma se debe realizar una práctica de familiarización del alumno con el equipo, por lo que ésta práctica está destinada al reconocimiento de una señal EMG específicamente en los miembros superiores.

Los objetivos de la práctica son: a) Adquirir y reconocer la señal EMG, b) Diferenciar cuatro tonos musculares de miembros superiores.

Adquisición de la señal EMG

Para la obtención de una señal EMG de la extremidad superior se deben ubicar los electrodos en los puntos indicados en la FIGURA 4.29

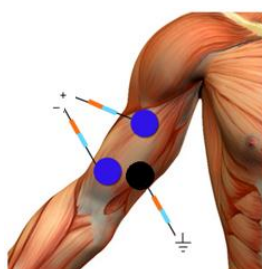


Figura 4.29 Ubicación de los electrodos en el miembro superior (bíceps)

La señal que se presenta en la FIGURA 4.30 es la adquirida en el bíceps, músculo en el cual se puede observar el cambio de amplitud provocado por la activación del músculo al realizar un movimiento de flexión del antebrazo. Para identificar los diferentes tonos musculares se obtiene la señal EMG del bíceps producida por el movimiento con 4 pesos diferentes: 0 lb, 4 lb, 8 lb y 14 lb.

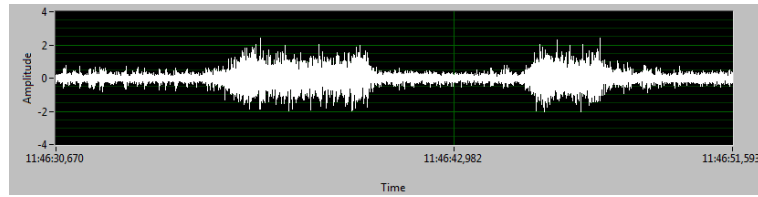


Figura 4.30 Señal EMG perteneciente al bíceps músculo del miembro superior

Para el análisis obtiene dos gráficas, la primera representa a la señal EMG producida por el músculo y la segunda es la señal elevada al cuadrado que permite analizar mejor la diferencia de amplitud entre el momento de activación y el de descanso.

Peso de 0 Lb: Se contrae el brazo en flexión sin peso y se obtiene la magnitud de la señal en ésta acción. La FIGURA 4.31 muestra la señal EMG pura y la FIGURA 4.32 (b) la señal EMG al cuadrado. La magnitud máxima de la señal es 2,8 V.

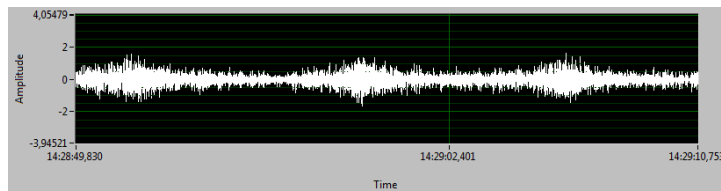


Figura 4.31 Señal EMG original

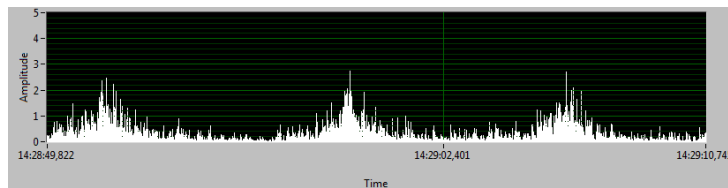


Figura 4.32 EMG elevada al cuadrado, de la contracción del bíceps con un peso de 0 Lb.

Peso de 4 Lb: Se contrae el brazo con 4 lb de peso y se obtiene la magnitud de la señal en ésta acción. La FIGURA 4.33 muestra la señal EMG original y la señal EMG al cuadrado. La magnitud máxima de la señal es de 4,4V.

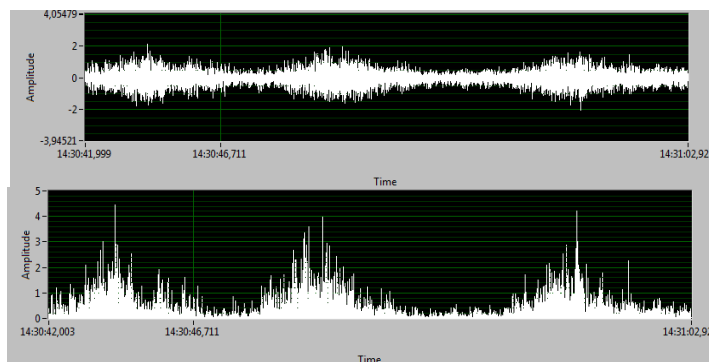


Figura 4.33 superior) Señal EMG original b) EMG elevada al cuadrado, de la contracción del bíceps con un peso de 4 Lb.

Peso de 8 Lb: En esta prueba se contraerá el brazo con 8 Lb de peso. La FIGURA 4.34 muestra la señal EMG pura mientras y la FIGURA 4.35 es la señal EMG al cuadrado. La magnitud máxima de la señal es de 5,2V.

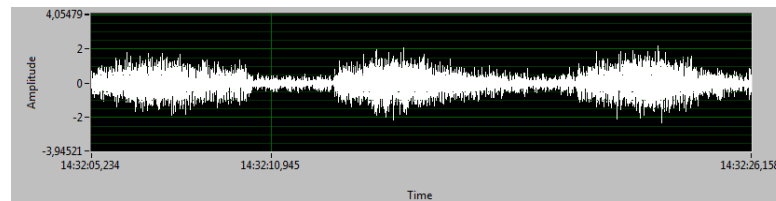


Figura 4.33 Señal EMG original

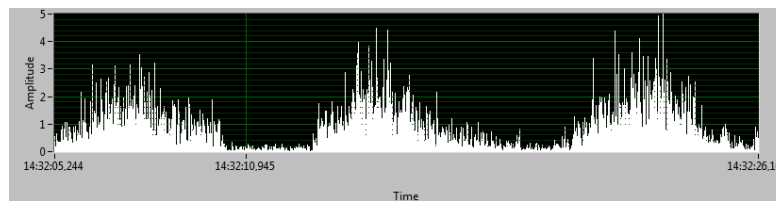
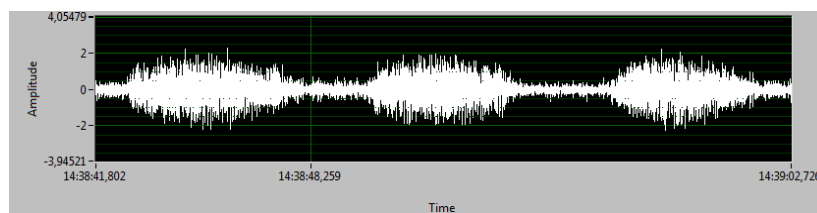
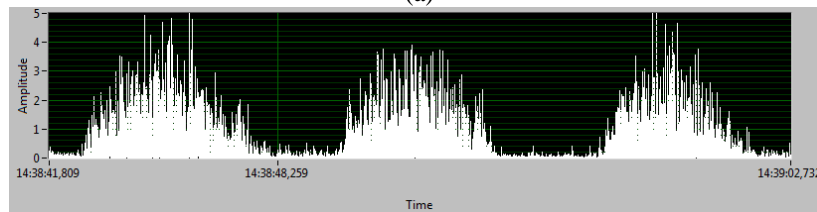


Figura 4.34 b) EMG elevada al cuadrado, de la contracción del bíceps con un peso de 8 Lb.

Peso de 14 Lb: En esta prueba se contrae el brazo con 14 Lb de peso. La FIGURA 4.36 (a) muestra la señal EMG pura mientras que (b) es la señal EMG al cuadrado. La magnitud máxima de la señal es de 5,8 V.



(a)



(b)

Figura 4.35 a) Señal EMG original b) EMG elevada al cuadrado, de la contracción del bíceps con un peso de 14 Lb.

Con estos resultados se puede manifestar que la señal presenta un poco de ruido en el tiempo de descanso por pequeñas corrientes propias de los músculos, que no puede ser eliminado con filtros porque se afectaría directamente a la señal EMG eliminando información necesaria para el análisis. Se concluye que la magnitud de la señal necesaria para la contracción del brazo depende de la fuerza que se necesite para realizar la acción, pero se tiene un límite de magnitud máxima, siendo en este caso 6.2V por subir el peso a 35 lb que es el peso máximo que puede levantar el paciente.

Para un buen contacto de los electrodos en lugares cerca de la articulación se recomienda la utilización de electrodos pediátricos, ya que los de adulto tienen a despegarse por el movimiento.

4.3.2.2 EMG MIEMBROS INFERIORES- PRÁCTICA 2

Ésta práctica es la continuación de la práctica 1, se enfoca en el reconocimiento de la señal EMG de los miembros inferiores. Los objetivos son: a) Adquirir y reconocer la señal EMG, b) Diferenciar tres tonos musculares de miembros inferiores.

Adquisición de la señal EMG

Para la obtención de una señal EMG de la extremidad superior se deben ubicar los electrodos en los puntos indicados en la FIGURA 4.37

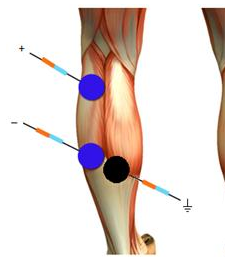


Figura 4.36 Ubicación de los electrodos en el miembro inferior (gemelo externo)

La señal que se presenta en la FIGURA 4.38 es la adquirida en el gemelo externo, músculo del miembro inferior en la cual se puede observar el cambio de amplitud provocado por la activación del músculo al realizar la flexión de la pierna.

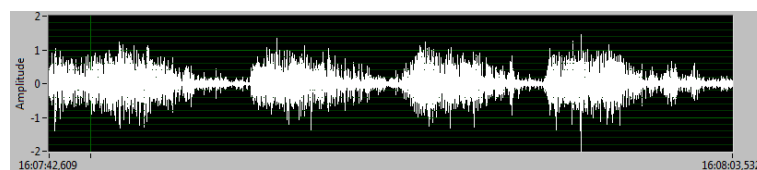


Figura 4.37 Señal EMG perteneciente al gemelo externo músculo del miembro inferior

Para identificar los diferentes tonos musculares se obtiene la señal EMG del gemelo externo producida por la acción de soportar 3 pesos diferentes: 0 lb, 75 lb y 150 lb. Para el análisis se trabaja con la señal EMG producida por el músculo y la señal elevada al cuadrado que permite una mejor percepción de la diferencia de amplitud entre el momento de activación y el de descanso.

Peso de 0 Lb: Esta prueba se la realiza con el paciente sentado para no producir ningún peso sobre el músculo y se obtiene la magnitud de la señal. La FIGURA 4.39 muestra la señal EMG original y la señal EMG al cuadrado. La magnitud máxima de la señal es de 1,8 V.

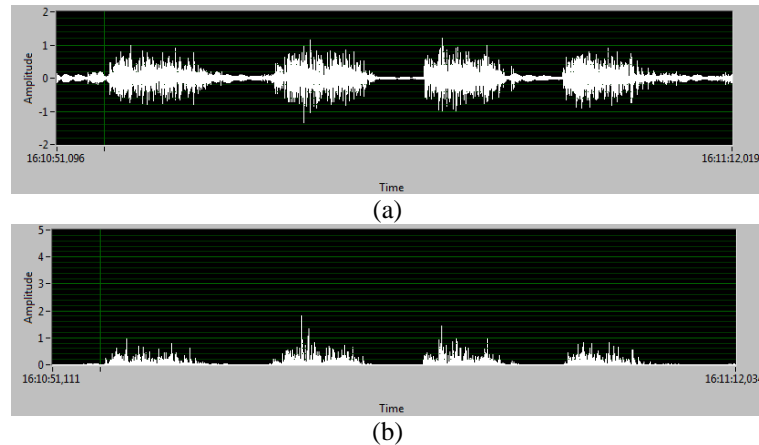


Figura 4.38 a) Señal EMG original, b) EMG elevada al cuadrado, de la contracción del gemelo externo con un peso de 0 Lb

Peso de 75 Lb: Con el paciente parado sobre las dos piernas (para producir un peso de 75lb que es la mitad del peso total del paciente) se obtiene la magnitud de la señal del gemelo. La FIGURA 4.40 (a) muestra la señal EMG y (b) es la señal EMG al cuadrado que se lo realiza para una mejor visualización de la amplitud de la señal. La magnitud máxima de la señal es de 3,2 V.

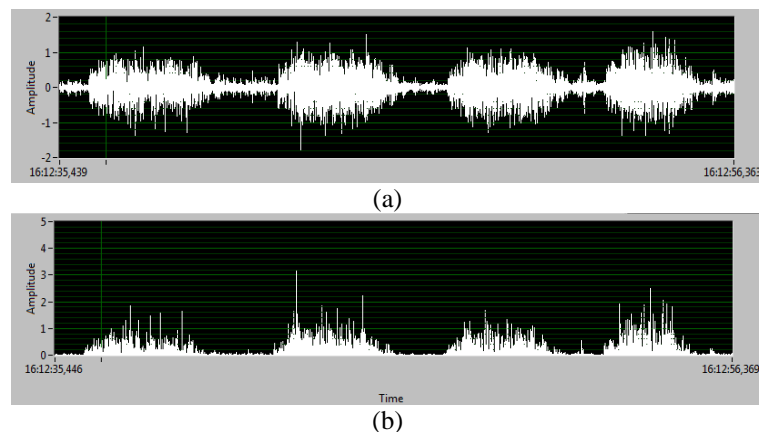


Figura 4.39 a) Señal EMG original b) EMG elevada al cuadrado, de la contracción del gemelo externo con un peso de 75 Lb

Peso de 150 Lb: Con el paciente parado sobre una pierna se adquiere la señal del músculo soportando un peso de 150lb. La FIGURA 4.41 (a) muestra la señal EMG y (b) es la señal EMG al cuadrado. La magnitud máxima de la señal es de 3,8 V.

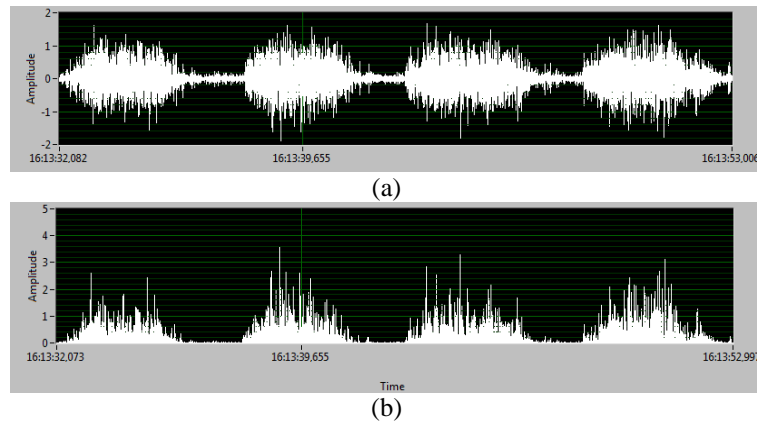


Figura 4.40 a) Señal EMG original b) EMG elevada al cuadrado, de la contracción del gemelo externo con un peso de 150 Lb.

Se concluye que la magnitud de la señal necesaria para el movimiento de la pierna depende de la fuerza que se necesite para realizar la acción, pero se tiene un límite de magnitud máxima, siendo en este caso 4.6V por subir el peso a 150 lb que es el peso máximo que puede levantar el paciente. Se recomienda que los cables del módulo no estén trenzados y utilizar electrodos pediátricos para mejor contacto en movimiento.

4.3.2.3 CONTROL DE UN MOTOR DC CON SEÑALES EMG- PRÁCTICA 3

En la actualidad una de las principales aplicaciones de la señal EMG es el de control de diferentes dispositivos electrónicos o sistemas informáticos, por ejemplo órtesis y prótesis activas para personas con discapacidad física. En el capítulo 1 sección 1.3 se explica la generación de potenciales eléctricos de los músculos. El control se logra con la contracción de diferentes músculos, por lo que en la presente práctica se trabaja con el nivel de potencial entregado por los músculos como señal que controlará la velocidad de un motor DC. El objetivo es controlar la velocidad de un motor DC con la señal EMG.

Control de velocidad de un motor con la señal EMG

El control que se realiza en función de la amplitud del cuadrado de la señal EMG. En la FIGURA 4.42 se muestra la programación en Labview en el cual se adquiere los datos por medio subVI EMG, donde una vez obtenida la señal EMG ésta pasa por filtro Notch de 60Hz de un solo orden para eliminar la componente de 60 Hz y luego elevarla al cuadrado y trabajar solo valores positivos. En la FIGURA 4.43 el motor DC en el módulo.

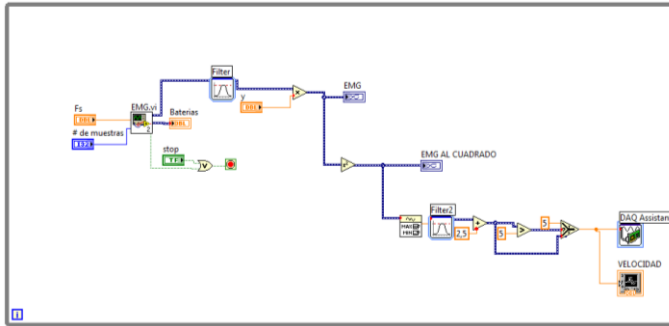


Figura 4.41 Diagrama en Labview para el control de un motor DC



FIGURA 4.42 Motor

En el FIGURA 4.44 se muestra la señal EMG del músculo controlador del motor, en este caso el gemelo externo.

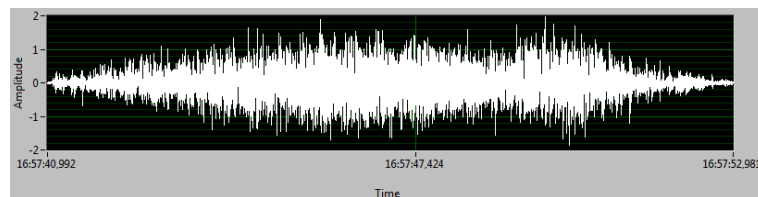


Figura 4.43 EMG del músculo gemelo externo

La FIGURA 4.45 muestra el cuadrado de la señal EMG para trabajar con la DAQ ya en un rango de salida analógico de 0 a 5 V, con valores positivos de la señal.

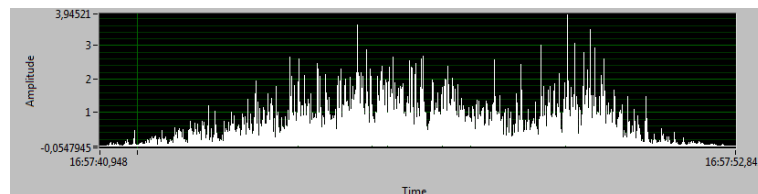


Figura 4.44 EMG al cuadrado del músculo gemelo externo

La FIGURA 4.46 es la tensión de alimentación del motor a partir de la EMG.

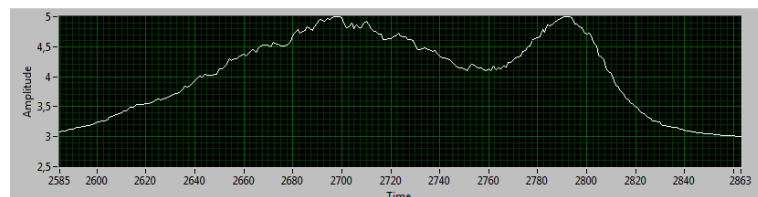


Figura 4.45 Tensión suministrada al motor DC, controlado por el gemelo externo

Se puede observar que se logra con el movimiento del músculo al contraerse y relajarse generar tensión y con esto se controla la velocidad del motor. Se concluye que la señal que se suministra al motor es proporcional a la tensión del músculo, a menor tensión del músculo el motor gira a menor velocidad.

4.3.3 ADQUISICIÓN Y ANÁLISIS DE LA SEÑAL EEG

Para desarrollar las prácticas se requieren los materiales indicados en la TABLA 4.7.

| MATERIALES | REQUERIMIENTO |
|--|--|
| Módulo didáctico para la adquisición de señales ECG EEG EMG | Desconectado de la red eléctrica y con sus baterías cargadas Humedecer bien los electrodos de la EPOC antes de usarlos. |
| PC con TestBench, Control Panel, OpenVibeLabView y Matlab instalados | Sub VI del módulo habilitado |
| 3 cables para EEG | Cables de color rojo (+), blanco (-) y negro (referencia) conectados al módulo |
| 3 electrodos desechables | Electrodos pediátricos |
| Insumos: alcohol, algodón, gel conductor | Para limpieza de la piel antes y después de la adquisición de la señal |

Tabla 4.7 Requerimientos para la realización de prácticas EMG

4.3.3.1 ADQUISICIÓN Y ANÁLISIS DE LA SEÑAL EEG - PRACTICA 1

Ésta práctica se destina a la familiarización del estudiante con el módulo donde podrá realizar la lectura de la señal EEG por medio del dispositivo de electrodos EPOC y con los 3 electrodos básicos. Con estas señales se podrán analizar las ondas de una señal EEG (Capítulo 1, tabla 1.3):

- Delta.- éstas ondas se detectan mejor cuando la persona se encuentra en un estado de sueño profundo, por lo que muchas veces en los electroencefalogramas se llega a sedar a los pacientes. Las ondas deltas son las comprendidas en el rango de frecuencia de 1-4Hz con una amplitud de 10-50uV.
- Theta.- se detectan cuando la persona está dormida o en gran estado de meditación, por lo que se le puede llegar a sedar a los pacientes. Están comprendidas en el rango de 4-7Hz con una amplitud de 50-100uV.
- Alpha.- se detectan cuando se encuentra en un estado de relajación con los ojos cerrados. Estàn comprendidas de 7-13Hz con una amplitud de 100 a 150uV.
- Beta.- se detecta cuando se encuentra en un estado de alerta máxima o cuando se realiza actividades como leer, conducir, etc. Se encuentran comprendidas en el rango de frecuencias de 13-30Hz con una amplitud de 150 a 200uV.

Los objetivos de la práctica son: a) Adquirir de la señal EEG b) Diferenciar las ondas cerebrales en el espectro de frecuencia.

Adquisición de la señal EEG

La adquisición se la realizará por dos medios: electrodos del dispositivo EPOC (FIGURA 4.45 y los 3 electrodos básicos, en dos estados diferentes del paciente en los cuales se pueda diferenciar las ondas cerebrales, tales estados son: relajación y estado de alerta (jugando), para luego analizar en Matlab sus espectros de frecuencia. Se trabaja en un archivo .csv con los datos que corresponden al electrodo ubicado en la posición T7 y O1 de acuerdo al sistema 10-20 de encefalografía para restar estas señales y filtrar en un rango de frecuencias de 1 a 30Hz, por ser el rango en el que se presentan los diferentes tipos de ondas cerebrales. Una vez filtrado se obtiene la FFT del resultado para encontrar los valores máximos de amplitud de cada onda cerebral. El código fuente se detalla en el ANEXO 5



Figura 4.46 EPOC colocado correctamente

Colocada la diadema EPOC como lo muestra la FIGURA 4.45 con los electrodos bien humedecidos se obtendrán las señales por medio del TestBench en el cual se verifica que los electrodos se encuentran colocados correctamente al estar de color verde, si la colocación es incorrecta se mantienen en color negro (FIGURA 4.46)

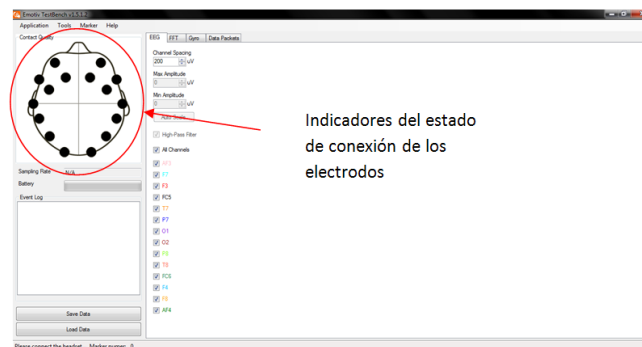


Figura 4.47 Indicadores del estado de conexión de los electrodos

Al tener todos los electrodos con un buen contacto se procede grabar y pasar los archivos de formato .edf a .csv. (ver FIGURA 4.47)



Figura 4.48 Guardar y convertir archivos .edf a .csv

Obtenido el archivo .csv se procede analizarlo en el programa desarrollado en matlab. Los resultados son presentados en tres gráficas y numéricamente los valores máximos de amplitud de la FFT en la pantalla principal. Al ejecutar el programa se entrega la siguiente información:

Sujeto relajado.- en este caso las ondas con mayor presencia son las Alpha por motivo de estar relajado escuchando música de fondo. Los resultados se presentan en la FIGURA4.50, aquí se muestra la señal original, la señal filtrada y el espectro de frecuencia. Los valores máximos que presenta ésta FFT se muestran en la pantalla principal de Matlab. (FIGURA 4.51).

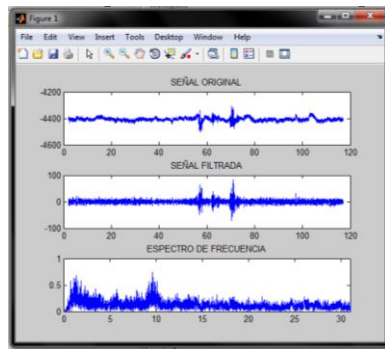


Figura 4.49 FFT EEG

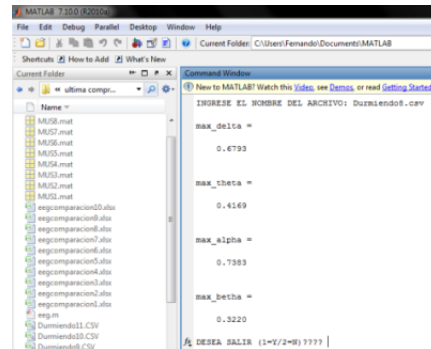


Figura 4.50 Máximos FFT EEG

Los valores obtenidos se los muestra en la TABLA 4.8:

| DELTA (1-4Hz) | THETA (4-7Hz) | ALPHA (7-13Hz) | BETA (13-30Hz) |
|---------------|---------------|----------------|----------------|
| 0,6793 | 0,4169 | 0,7383 | 0,3220 |

Tabla 4.8 Máximos de la FFT del EEG

Se puede observar que la mayor amplitud es la de las ondas Alpha, ya que se está analizando en el estado donde el paciente está relajado escuchando música que es cuando más se generan estas ondas, aunque también las ondas Delta y Theta son

mayores que las beta, en esta ocasión no se las analiza ya que para obtener una buena medición el paciente debe estar en un sueño profundo.

Sujeto jugando.- en éste caso las ondas que se presentan son las ondas Beta, por estar en estado de alerta. Los resultados se presentan en la FIGURA 4.52, aquí se muestra la señal original, la señal filtrada y el espectro de frecuencia. Los valores máximos se muestran FIGURA 4.53.

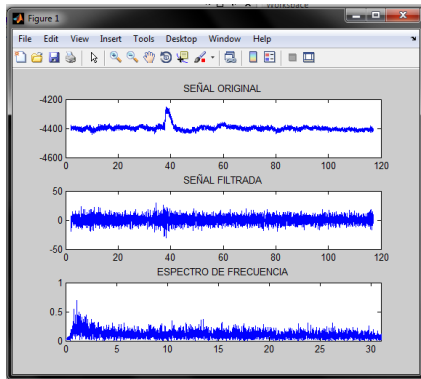


Figura 4.51 FFT EEG

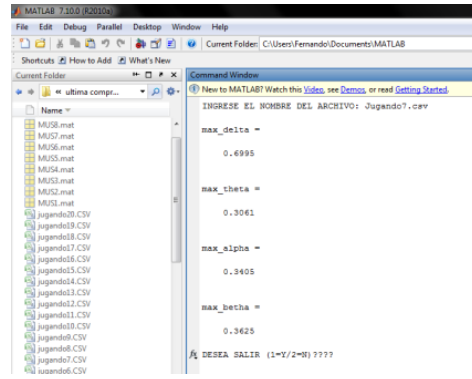


Figura 4.52 Máximos de FFT EEG

Los valores obtenidos se los muestra en la TABLA 4.9:

| DELTA (1-4Hz) | THETA (4-7Hz) | ALPHA (7-13Hz) | BETA (13-30Hz) |
|---------------|---------------|----------------|----------------|
| 0,6995 | 0,3061 | 0,3405 | 0,3625 |

Tabla 4.9 Máximos de la FFT del EEG

Se puede observar que la mayor amplitud es la de las ondas Beta, ya que se está analizando en el estado donde el paciente está alerta que es donde más se generan estas ondas, aunque también las ondas Delta son mayores que las Alpha, que en esta ocasión no se las analiza ya que para obtener una buena medición el paciente debe estar en un sueño profundo.

Electrodos Básicos



Figura 4.53 Colocación de los electrodos básicos

Para la adquisición de la señal se colocan los electrodos en la posición T7 (cable +) y O1 (cable -), como lo muestra la FIGURA 4.54 para luego por medio de Labview visualizar el EEG como se ve en el FIGURA 4.55 y guardar los datos.

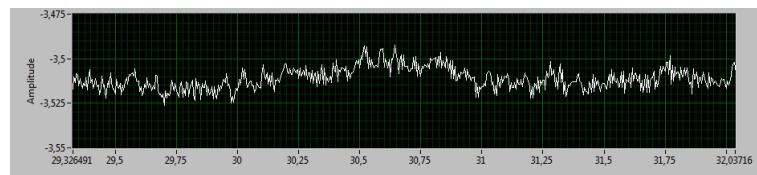


Figura 4.54 EEG en LabView

El algoritmo se programa en Matlab para lo cual es necesario cambiar la extensión del archivo del encefalograma guardado en Labview. Al grabar los datos se genera un archivo con extensión .lvm, este archivo no es reconocido en Matlab por lo que para empezar a trabajar con éste se debe cambiar de formato el archivo:

1. Abrir el archivo .lvm en Microsoft Excel.
2. Guardar el archivo como libro de Excel que genera una extensión .xlsx, (se puede borrar la primera columna del tiempo y grabar sólo los datos de amplitud)
3. Cargar el archivo en Matlab.

Los resultados son presentados en tres gráficas y numéricamente los valores máximos de amplitud de la FFT en la pantalla principal. Al ejecutar el programa se entrega la siguiente información:

Sujeto relajado.- en este caso las ondas con mayor presencia son las Alpha por estar relajado escuchando música de fondo. Los resultados se presentan en la FIGURA 4.56, aquí se muestra la señal original, la señal filtrada y el espectro de frecuencia. Los valores máximos que presenta ésta FFT se muestran en la pantalla principal de Matlab. (FIGURA 4.56). Los valores obtenidos se los muestra en la TABLA 4.10:

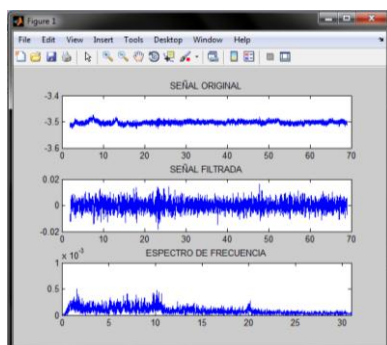


Figura 4.55FFT

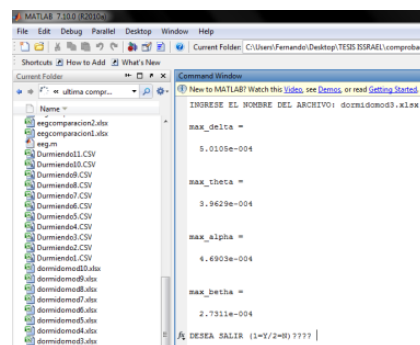


Figura 56Máximos FFT EEG

Los valores máximos que presenta ésta FFT se muestran en la pantalla principal de Matlab (FIGURA 4.57). Los valores obtenidos se los muestra en la TABLA 4.10:

| DELTA (1-4Hz) | THETA (4-7Hz) | ALPHA (7-13Hz) | BETA (13-30Hz) |
|---------------|---------------|----------------|----------------|
| 0,000501 | 0,000396 | 0,000469 | 0,000273 |

Tabla 4.10 Máximos de la FFT de la señal EEG

Se puede observar que la mayor amplitud es la de las ondas Alpha, ya que se está analizando en el estado donde el paciente está relajado escuchando música:

Sujeto jugando.- en éste caso las ondas con mayor frecuencia son las ondas Beta, por el hecho de estar en estado de alerta. Los resultados se presentan en la FIGURA 4.56, aquí se muestra la señal original, la señal filtrada y el espectro de frecuencia.

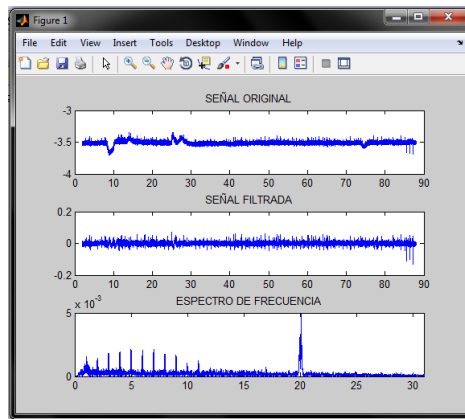


Figura 4.57 FFT EEG

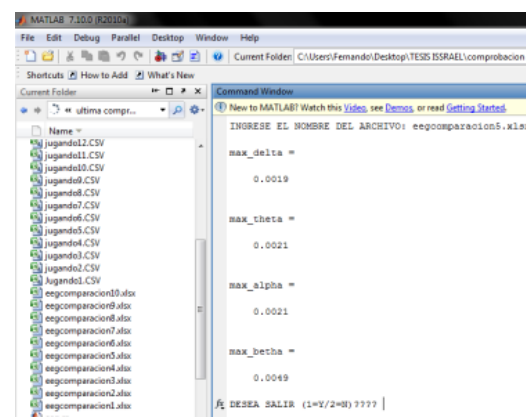


Figura 58 Máximos de la FFT EEG

Los valores máximos que presenta ésta FFT se muestran en la pantalla principal de Matlab. (FIGURA 4.57). Los valores obtenidos se los muestra en la TABLA 4.11:

| DELTA (1-4Hz) | THETA (4-7Hz) | ALPHA (7-13Hz) | BETA (13-30Hz) |
|---------------|---------------|----------------|----------------|
| 0,0019 | 0,0021 | 0,0021 | 0,0048 |

Tabla 4.11 Máximos de los valores de la FFT

Se observa que la mayor amplitud es la de las ondas Beta, porque el sujeto está alerta. Los resultados obtenidos se presentan en la TABLA 4.12. Los resultados en estado de relajado en ambas adquisiciones muestran mayor presencia de ondas Alpha que las Beta por lo que se confirma que la mayor presencia de ondas Alpha son en el estado de relax en donde la persona cierra los ojos para llegar a ese estado. En los estados de jugando o de alerta se muestra la mayor presencia de ondas Beta que las Alpha por lo que se confirma que la mayor presencia de ondas Beta son en el estado de alerta donde la persona realiza las actividades diarias.

| ESTADO | DELTA (1-4Hz) | THETA (4-7Hz) | ALPHA (7-13Hz) | BETA (13-30Hz) |
|----------------------|---------------|---------------|----------------|----------------|
| RELAJADO EPOC | 0,6793 | 0,4169 | 0,7383 | 0,3220 |
| RELAJADO MOD ADQ BIO | 0,000501 | 0,000396 | 0,000469 | 0,000273 |
| JUGANDO EPOC | 0,6995 | 0,3061 | 0,3405 | 0,3625 |
| JUGANDO MOD ADQ BIO | 0,0019 | 0,0021 | 0,0021 | 0,0048 |

Tabla 4.12 Análisis de resultados EEG

Se puede concluir que las ondas que se analizan en ésta práctica son las Alpha y Beta comunes en estados como alerta o relax, mientras que las ondas Delta y Theta se las analiza en estados extremos donde la necesita estar sedado. Las ondas Alpha se presentan en estado de relax, cerrando los ojos para lograrlo y las ondas Beta se presentan en estado de alerta, realizando las actividades diarias como leer para poder hacer la medición sin que se mueva la cabeza. Se recomienda antes de realizar las mediciones verificar los contactos de los electrodos con la piel, ya que muchas veces el cabello no lo permite y levanta el electrodo. Mojar bien los electrodos de la EPOC para su mejor contacto. Evitar movimientos en la etapa de grabación ya que esto hace que se ingresen muchas corrientes miográficas.

4.3.3.2 INVERSIÓN DE GIRO DE UN MOTOR DC - PRÁCTICA 2

El uso de las señales del cerebro es muy utilizado ya que con estas y con una correcta interfaz se pueden lograr movimientos de un motor solo con el movimiento de los ojos por ejemplo como se hará en esta práctica. El objetivo es hacer una inversión de giro de un motor DC con la señal EEG

Adquisición de la señal EEG

La adquisición de la señal de EEG se realiza por medio de la EMOTIVEPOC, los electrodos deben estar humedecidos y visualizando en el programa CONTROL PANEL la ubicación correcta de los electrodos (ver FIGURA 4.47). En el programa de LABVIEW se trabajará con las librerías que permite hacer la interfaz o conexión del Programa Control Panel de la EmotivEpoC y Labview, cabe recalcar que los dos programas deben estar abiertos ya que Labview depende del Control Panel y si este se cierra el otro no podrá recibir la información.

Inversión de giro del motor con la señal EEG

Primero se debe colocar la dirección donde se encuentra el archivo edk.dll instalado en el computador en el subvi “Emotiv create Task” y en este se selecciona Control

Panel. Se crea una conexión de subvi para obtener la interfaz con el programa Control Panel los cuales son:

1. EmotivCreate Task.vi
2. EmotivStart Task.vi
3. Estructura while, aquí se programa lo que se desea hacer, en este caso se conecta al subvi anterior el subvi de control (Práctica Emotiv Read.vi).
4. Fuera ya del Bucle While un subvi de Emotiv Stop Task.vi
5. Una ventana de error out para visualizar en caso de que la dependencia de Control Panel para Labview se rompa.

En el Whilese selecciona unsubviemotivReadcon la opción de LOOK RIGHT luego tomamos otro subviemotivReead pero esta vez la opción LOOK LEFT, creamos dos estructuras (Case Structure) con un array para crear una cadena de datos para que la DAQ Assistant(FIGURA 4.60). En el DAQ Assistant se configura dos salidas digitales para el control del puente H.

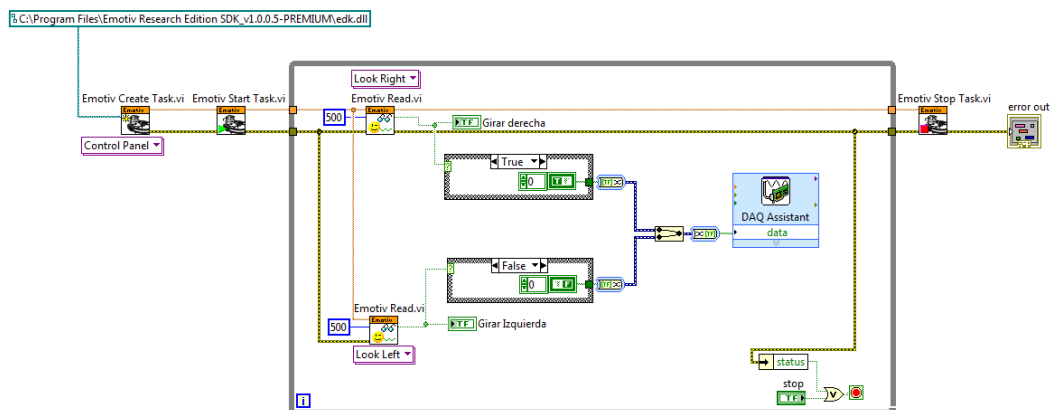


Figura 4.59 Diagrama del Programa

En el panel frontal (FIGURA 4.61) se tiene un pulsante de Stop, dos indicadores de Giro Derecha y Giro Izquierda y la ventana de error out.



Figura 4.60 Panel Frontal

Cuando la persona vea a la izquierda el led Girar Izquierda (FIGURA 4.62) se encenderá y el motor girará a ese lado (FIGURA 4.63).



Figura 4.61 Ver lado Izquierdo

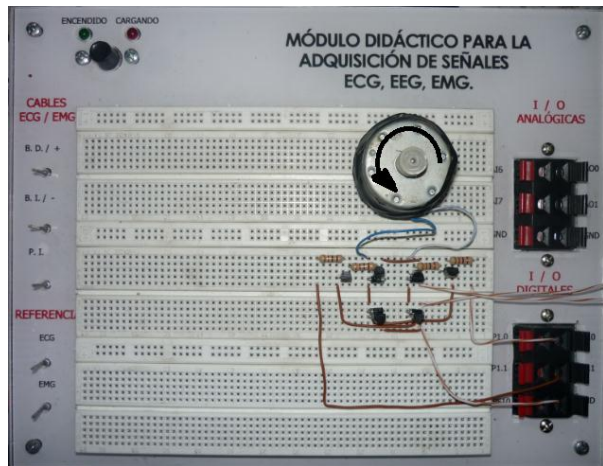


Figura 4.62 Motor gira al lado Izquierdo

Si la persona ve a la derecha el led Girar Derecha se encenderá (FIGURA 4.64) y el motor girara a ese lado (FIGURA 4.65).



Figura 4.63 Ver lado Derecho

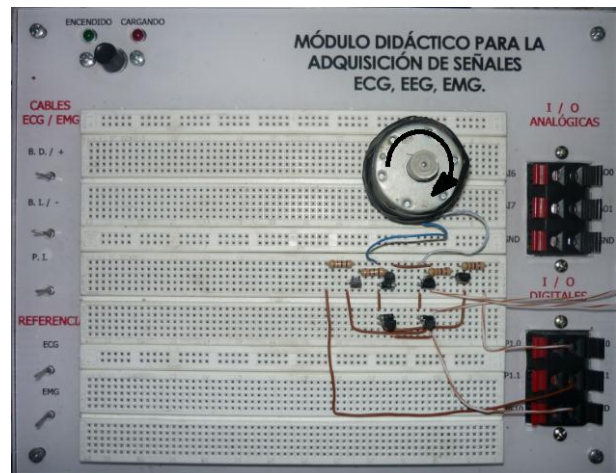


Figura 4.64 Motor gira a la derecha

Para parar la aplicación se debe dar el paro pulsando STOP ya que si se hace por el botón AbortExecution aparecerá el “Error out” una señal de Error (FIGURA 4.66), también se muestra este problema cuando se rompe la dependencia entre programas. Para corregir el error cuando esto ocurra es cerrar el programa Control Panel y abrirlo nuevamente.

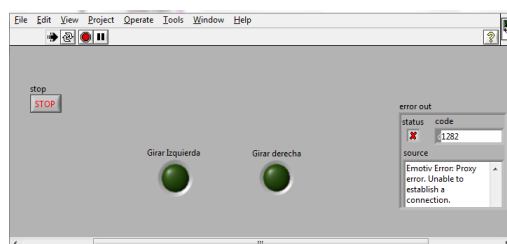


Figura 4.65 Señal de Error

Con esta práctica se concluyó que es posible controlar algún dispositivo solo con el movimiento de los ojos o el pensamiento ya que estas señales por más que tengan un nivel bajo se pueden amplificar y ser utilizadas.

4.3.3.3 VISUALIZACIÓN 3D DE LOS POTENCIALES DEL CEREBRO - PRÁCTICA 3

Además de poder utilizar las señales del cerebro para visualizar las ondas también se puede visualizar la potencia en una gama de colores que indican la región del cerebro que está generando un mayor potencial en una determinada actividad.

Adquisición de la señal EEG

La adquisición de la señal de EEG se realiza por medio de la EMOTIV EPOC, los electrodos deben estar humedecidos y visualizando en el programa CONTROL PANEL la ubicación correcta de los electrodos (FIGURA 4.45). Verificada la señal de los electrodos se puede cerrar la aplicación del Control Panel y abrir el programa Openvibe Designer. Se programa la aplicación para que realice lo siguiente:

- Mostrar las señales de todos los electrodos
- El Espectro
- Visualización en 2D y 3D la situación real de las señales de los electrodos en la cabeza.
- El filtro Creado es un Butterworth de 4 polos pasa banda con frecuencia de corte de 8 y 13hz para obtener solo en su mayoría solo ondas alpha

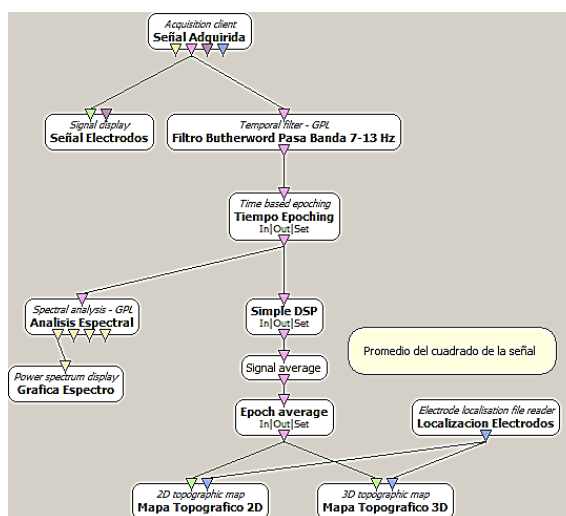


Figura 4.66 Programa con Filtro de 7 a 13Hz

Se abre la aplicación OpenVibeAcquisition server para hacer la interfaz con el Openvibe y le EMOTIV EPOC. Activando con Play en el OpenvibeDesigner se muestra la FIGURA 4.68, si el usuario se relaja se puede obtener los potenciales indicados en los electrodos.

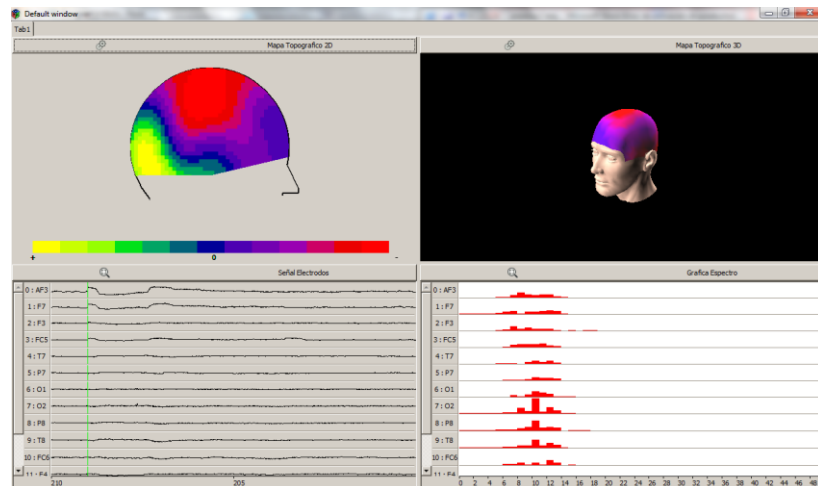


Figura 4.67 Panel del Programa ondas alpha

Se edita el filtro Butterworth de 4 polos pasa banda para obtener las ondas beta con frecuencias de 13 y 30 (FIGURA 4.69).

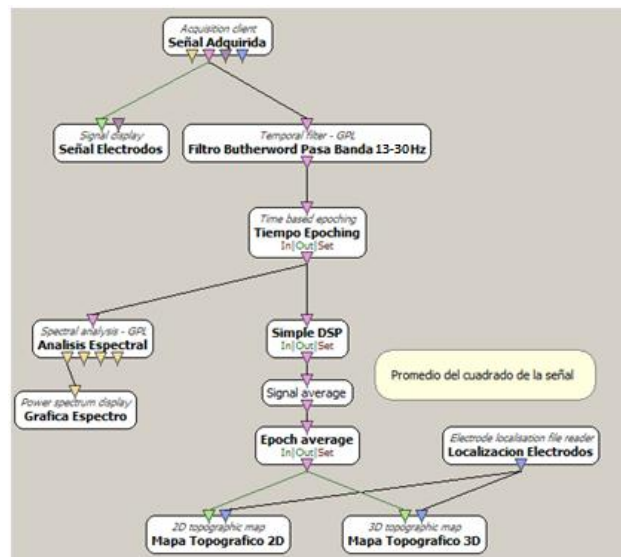


Figura 4.68 Señal Programa con Filtro de 13 a 30Hz

Al parpadear observamos potencia en la parte frontal y las frecuencias en el espectro (FIGURA 4.70). Al revisar las gráficas se puede observar las regiones que trabajan en el cerebro al hacer diferentes actividades, además con el espectro se puede ver las frecuencias en los intervalos de alpha y teta.

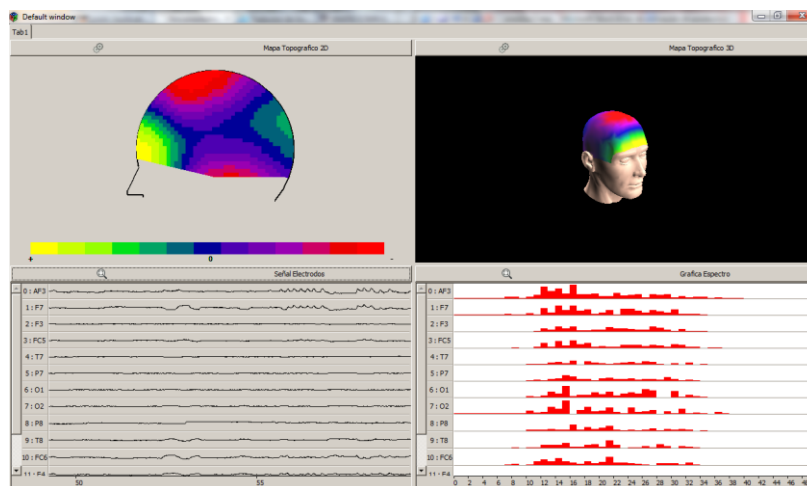


Figura 4.69 Panel con señales de ondas beta

4.4 ANALISIS ECONOMICO

Para el análisis económico se dividió en dos partes el desarrollo del proyecto. En la primera parte se consideró todos los elementos físicos es decir el Hardware y en la segunda parte se analiza el diseño, programación, ensamblaje del equipo y pruebas. El coste considera las horas invertidas en el trabajo y desarrollo. [1]

| COSTO DEL EQUIPO | | | |
|------------------|--------------------------------------|-----------------------|-------------|
| HARDWARE | | | |
| Cantidad | Descripción | Precio Unitario [USD] | Valor Total |
| 1 | EmotivEpoc | 700 | 700 |
| 1 | DAQ 6009 | 310 | 310 |
| 4 | AD620 | 16 | 64 |
| 7 | TL084 | 0,75 | 5.25 |
| 8 | Dimer | 0.5 | 4 |
| 4 | Leads | 6 | 24 |
| 1 | Construcción de PCB | 80 | 80 |
| 1 | Caja plástica | 16 | 16 |
| 2 | Paquete de 50 electrodos desechables | 11 | 22 |
| 2 | Baterías 4V | 11 | 22 |
| 1 | Elementos electrónicos pasivos | 20 | 20 |
| 4 | Optoacopladores | 0.5 | 2 |
| 3 | Borneras | 0.7 | 2.1 |
| 3 | Sócalos | 2 | 6 |
| 1 | Cables USB – USB | 1.5 | 1.5 |
| 1 | Cable de poder | 2.5 | 2.5 |
| 1 | Conector hembra – hembra | 0.7 | 0.7 |
| 1 | Porta fusible | 0.5 | 0.5 |
| 1 | Jack tipo 8 | 0.5 | 0.5 |
| 1 | Swich Conmutador | 1 | 1 |
| | | Total [USD] | 1284.05 |

| SOFTWARE (INVESTIGACION, DISEÑO, PROGRAMACION Y PRUEBAS) | | | |
|---|----------------------------------|-------------------------|--------------------|
| Horas | Descripción | Costo/Hora [USD] | Costo Total |
| 200 | Tiempo de Investigación | 10 | 2000 |
| 50 | Diseño y ensamblaje del Hardware | 10 | 500 |
| 20 | Programación | 10 | 200 |
| 80 | Pruebas Realizadas | 10 | 800 |
| | | Total [USD] | 3500 |
| Total del Proyecto [USD] | | 4785,05 | |

Obtenido el valor total del proyecto se desea conocer si es fiable la construcción de 10 módulos, teniendo en cuenta que el descuento por los insumos es del 10% sin contar con la EPOC y DAQ 6009 por lo que el valor por equipo sería de:

Materiales sin EPOC y DAQ = 274,05USD

Materiales menos el 10% = 274,05 USD– 10%

Materiales menos el 10% = 246,65USD

Por lo que el costo de los materiales necesarios es de:

| COSTO DEL EQUIPO HARDWARE | | | |
|----------------------------------|--------------------|------------------------------|--------------------|
| Cantidad | Descripción | Precio Unitario [USD] | Valor Total |
| 10 | Materiales | 246,65 | 2466,5 |
| 10 | DAQ 6009 | 310 | 3100 |
| 10 | EPOC | 700 | 7000 |
| | | Total [USD] | 12566,5 |

El costo de la mano de obra es:

| SOFTWARE (INVESTIGACION, DISEÑO, PROGRAMACION Y PRUEBAS) | | | |
|---|----------------------------------|-------------------------|--------------------|
| Horas | Descripción | Costo/Hora [USD] | Costo Total |
| 200 | Tiempo de Investigación | 10 | 2000 |
| 140 | Diseño y ensamblaje del Hardware | 10 | 1400 |
| 20 | Programación | 10 | 200 |
| 120 | Pruebas Realizadas | 10 | 1200 |
| | | Total [USD] | 4800 |
| Proyecto [USD] | | 17366,5 | |

El valor del proyecto que comprenden los 10 equipos es de 17366.5 USD más el 20% de honorarios da un total de:

Total del Proyecto = 17366,5USD + 20% = 20839,8USD

Por lo que el precio del equipo sería de 2083,98USD, el cual es un precio competitivo comparado con otros equipos semejantes, ya que el costo aproximados de uno de ellos rodea los 3000 USD, dándonos un ahorro de 916,2USD correspondiente al 30,53%.

CONCLUSIONES Y RECOMENTACIONES

CONCLUSIONES

En la realización de la presente tesis se ha podido concluir de acuerdo a lo investigado y desarrollado lo siguiente:

- Para el desarrollo de equipos médicos importante tener lo conocimientos fisiológicos necesarios ya que al no tenerlos podemos errar en la lectura de datos e incluso dar como información a señales de ruido.
- Las señales biológicas son de amplitud muy pequeña por lo que antes de diseñar la etapa de amplificación es necesario tener una etapa de preamplificador con un amplificador de instrumentación.
- El amplificador de instrumentación debe caracterizarse por tener un alto CMRR para reducir las interferencias de ruidos en la señal.
- La seguridad del paciente es muy importante por eso se diseñó el módulo para que trabaje con baterías y no directamente con la red eléctrica, ya que pueden haber corrientes de fuga al paciente y producir severos daños.
- No solo se debe aislar la red eléctrica de las cargas de batería, sino también de otros equipos como en éste caso la DAQ por lo que se realizó un circuito de aislamiento para evitar la conexión directa.
- Para una buena medición los electrodos deben estar colocados sobre la piel limpia. En el caso de la EPOC también se debe humedecer los mismos con solución salina para tener un buen contacto con el cuero cabelludo.
- La DAQ no sólo sirve para adquirir las bioseñales sino también de ofrecer al usuario entradas y salidas analógicas o digitales para el desarrollo de diferentes prácticas.

- a razón por la cual se utilizó la EPOC es por facilitar la lectura de 14 puntos simultáneamente, ya que si se desarrollará el hardware para ese número de electrodos la placa debería ser demasiado grande e incluso.
- Las señales ECG y EMG deben ser registradas una a la vez ya que comparten los canales.
- El módulo no sólo es un equipo de adquisición de señales biológicas sino una herramienta de trabajo robusta ya que contiene una tarjeta de adquisición DAQ 6009 que ofrece entradas y salidas analógicas o digitales.
- Una manera de verificar el módulo fue el desarrollo de prácticas para un laboratorio de ingeniería biomédica además de los comentarios del especialista respecto a las señales adquiridas que en este caso fue satisfactorio.

RECOMENDACIONES

- Quedarse inmóvil de preferencia acostado durante el registro de señales para evitar ruidos o interferencias en la información.
- Los electrodos desechables no deben ser reutilizados ya que pierden características de conducción.
- Utilizar electrodos pediátricos en el registro del EMG por motivo que los electrodos de adulto se desprenden por el movimiento de los músculos.
- Por seguridad se recomienda desconectar el cable de red para evitar sobre carga, durante la utilización del módulo.
- No agotar totalmente las baterías, como también de desconectar el cable de red después de 2 horas de carga, para alargar el tiempo de vida de las baterías.
- Realizar constante limpieza de los electrodos de la EPOC ya que al tener contactos prolongados con la humedad, éstos tienen a crear una capa que impide un buen contacto con la piel.
- Seguir con el protocolo de adquisición de las bioseñales.

- Antes de usar el módulo se debe leer el manual de Usuario y Mantenimiento del módulo, para una correcta manipulación del mismo.

TRABAJOS FUTUROS

Como trabajo futuro se podría plantear establecer criterios de diseño de bioamplificadores usando CI de última tecnología y que el módulo que funcione en plataformas de software libre. Además que la implementación de las prácticas se realice en OpenVibe para el EEG y de esta manera desarrollar nuevas aplicaciones. Se espera que éste trabajo sea la base para nuevos proyectos de investigación en el campo de la ingeniería biomédica.

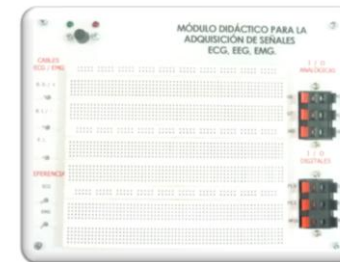
ANEXOS

ANEXO 1

Manual de usuario & mantenimiento

MÓDULO DIDÁCTICO PARA LA ADQUISICIÓN DE SEÑALES ECG, EEG Y EMG MOD ADQ BIO V1.0

1



MANUAL DE USUARIO & MANTENIMIENTO

LABORATORIO DE INGENIERÍA BIOMÉDICA
UNIVERSIDAD POLITÉCNICA SALESIANA
CUENCA – ECUADOR
2013

MÓDULO DIDÁCTICO PARA LA ADQUISICIÓN Y ANÁLISIS DE
SEÑALES ECG, EEG Y EMG
MOD ADQ BIO V1.0
Issrael Valencia Brito evalencia@est.ups.edu.ec
Flavio Fernando Villa fvilla@est.ups.edu.ec
Cuenca – Ecuador
2013

MÓDULO DIDÁCTICO PARA LA ADQUISICIÓN DE SEÑALES ECG, EEG Y EMG

RESPONSABILIDAD MÉDICA

El equipo "MODULO DIDACTICO PARA LA ADQUISICION DE SEÑALES ECG EEG EMG" brinda una serie de datos cuyo uso es didáctico. Las gráficas y resultados son comparados y brinda una noción de alguna patología que puede tener el paciente pero no debe ser usado para realizar un diagnóstico o tratamiento médico.

La preparación general previa a la toma de datos debe también ser tenida en cuenta.

Los autores no aceptan ninguna responsabilidad por el tratamiento dado a un paciente derivado a los resultados proporcionados por el equipo.

INTRODUCCIÓN

El módulo de ECG, EEG, Y EMG permite adquirir bioseñales y mostrarlas por medio del computador, además de que se puede trabajar en tiempo real o almacenar para luego hacer el procesamiento de datos.

ECG: Registro gráfico de la actividad eléctrica producida por el corazón, mediante el sensado y amplificación de los pequeños potenciales generados por este durante el ciclo cardíaco. [1]

EEG: La electroencefalografía es una técnica de exploración neurofisiológica que registra la actividad bioeléctricas cerebral. Con el EEG se pueden observar los distintos tipos de ondas cerebrales en estado de vigilia, durante el sueño, en reposo o bajo ciertas condiciones de activación. [2]

EMG: La electromiografía se refiere al registro de la actividad eléctrica generada por el músculo estriado [3].

INSTRUCCIONES DE USO

El equipo adquiere las señales del corazón, músculo y cerebro pero éstas deben ser registradas una a la vez ya que las señales de ECG y EMG comparten los canales.

RIESGOS

Por lo general no hay riesgos ya que este procedimiento sólo registra los impulsos eléctricos y no emite electricidad en valores dañinos, no existe riesgo de shock.

CONSIDERACIONES ESPECIALES

La precisión de las señales varía de acuerdo con la condición que se estudia. Es recomendable que el paciente este acosado o sentado y en lo posible no moverse.

ADVERTENCIAS

El equipo consta con aislamiento para que se mantenga conectado a la red, pero se recomienda desconectar el equipo y que este funcione con las baterías, después de utilizarlo conectar a la red para cargar las baterías.

Antes de usar el Equipo lea atentamente el Manual del Usuario y estas instrucciones de operación.

El exceso de vello o la humedad en la piel podría interferir con la buena adhesión de los electrodos y la claridad de la señal. Corte el exceso de vellos y seque la humedad del área en donde colocara el electrodo. No esterilice el Equipo ni ninguno de sus accesorios. Revise el pulso del paciente y no confíe solamente en los medidores del ritmo cardíaco.

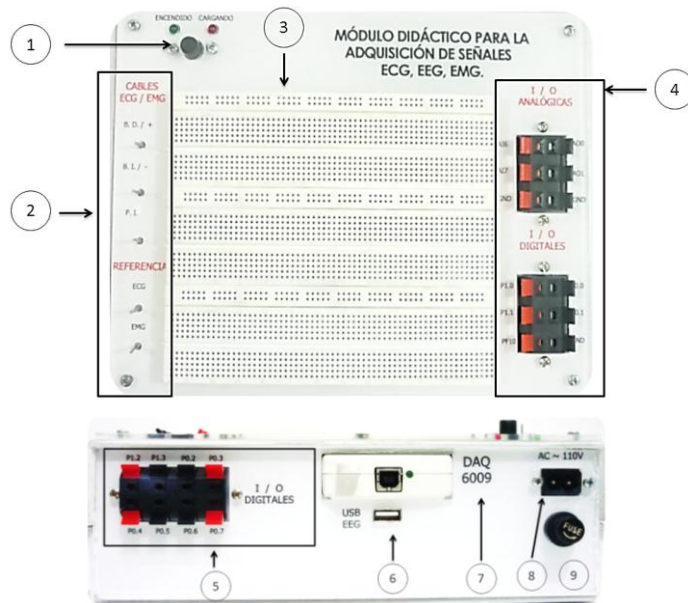
CARACTERÍSTICAS DEL EQUIPO

1. Circuito de adquisición señal ECG
2. Dispositivo wifi para EEG
3. Circuito de adquisición señal EMG
4. Tarjeta DAQ 6009
5. Cargador de Baterías

DESCRIPCIÓN DEL MÓDULO

El módulo de adquisición de bioseñales consta de:

- 1) Switch de encendido y carga
- 2) Terminales para cables de electodos
- 3) Protoboard para implementar prácticas de electrónica
- 4) Terminales de entradas y salidas digitales
- 5) Terminales de entradas y salidas digitales
- 6) Puerto USB para el módulo EEG
- 7) Puerto USB para la tarjeta DAQ 6009
- 8) Entrada AC 110
- 9) Fusible



INSUMOS NECESARIOS

Emotiv EPOC consta 16 electodos



Receptor USB



4 Cables de ECG rojo, blanco, café, negro



Electodos EEG y portaelectodos



Electodos Superficiales



Gel conductor, algodón solución de conducción salina y alcohol



Cable USB para la DAQ 6009



Cable USB para conectar Emotiv Eloc con la PC



Cable de alimentación



Computador (ver requerimientos del sistema) y Software Labview y Matlab.

La unidad de transmisión recibe o manda información hacia la PC. El equipo tiene la posibilidad de trabajar con las entradas analógicas y digitales de la tarjeta de adquisición de datos 6009 incorporada en el equipo.

El software para la PC permite visualizar con una diferencia de cinco segundos si se colocan los electrodos cuando el equipo está apagado y luego se enciende, si el equipo esta encendido y se colocan los electrodos se demora entre 10 a 20 segundos.

ESPECIFICACIONES DEL EQUIPO

Físicas:

- Dimensiones: 80 x 190 x 244 mm (A x L x P)
- Peso: grs. (con baterías)
- Longitud del cable paciente: 0,5 metro

Funcionales:

- Derivaciones: 12 (estándar, aumentadas y precordiales)
- 1 canal de señal de electromiografía
- 14 señales del cerebro obtenidas por la Emoti Epc
- Canales: 5
- Resolución: 12bits
- Interface: USB / wifi

Eléctricas:

- Aislamiento de paciente: Inalámbrica
- Protección contra desfibriladores: Si posee. Tiempo de recuperación <5 seg.
- Alimentación: cuatro baterías (de 4,5 V c/u) en paralelo
- Consumo de corriente: 90mAH a 6V.

Requerimientos de Sistema:

- CPU: core 2 duo o superior
- Sistema Operativo: Windows 7 o superior
- Memoria RAM: 2048 MB +

- Dos puerto USB libre
- Espacio en el disco rígido: 250 MB libre o superior
- Monitor: Mínimo 800 x 600 pixeles (recomendado 1024 x 768 pixeles o superior)
- Labview 2009 o superior

Alimentación

- El equipo está diseñado para que funcione a 110V 60Hz para la alimentación de las baterías.
- Para la conexión del computador se conectan do cables, el primer cable se conecta de A/B2.0 del equipo (DAQ) al PC por el puerto USB y el segundo se conecta de USB EEG a otro puerto USB de la PC.

ADQUISICIÓN DE SEÑALES ECG Y EMG

Se requiere que el usuario realice estrictamente los siguientes pasos para el correcto funcionamiento del módulo

Verificar que el equipo se encuentre en su función de encendido
 Colocar los cables de electrodos
 Habilitar la interfaz de usuario de Labview en la opción según corresponda
 Colocar los electrodos siguiendo el protocolo establecido en la sección de **colocación de los electrodos**.

PREPARACIÓN DEL PACIENTE

Electrocardiograma

Se le pide a la persona acostarse o sentarse, se limpia con alcohol y algodón en la parte izquierda y derecha de la pelvis también las muñecas izquierda y derecha.
 Los electrodos se colocan en las puntas de los cables, se saca la protección del electrodo y se colocan en las partes del cuerpo ya

limpias, los otros extremos de los cables van al equipo guiándose con la respectiva simbología.

El número de derivaciones fijadas es de 3 para un ECG de diagnóstico, para un procedimiento de monitoreo. Usualmente, el paciente debe permanecer quieto y contener la respiración por períodos cortos de tiempo durante el procedimiento.

En ciertas ocasiones, este examen se lleva a cabo mientras la persona realiza ejercicios o se encuentra bajo un estrés mínimo, con el fin de controlar los cambios en el corazón. Este tipo de ECG a menudo es llamado prueba de esfuerzo. Los resultados se registran en la PC o en el equipo y pueden visualizarse con grilla milimetrada.

- **Electromiograma**

Se le pide a la persona que se ponga de pie o sentada dependiendo de dónde se desea realizar la medición, se limpia con alcohol y algodón en la parte donde se va a realizar la medición. Los electrodos se colocan en las puntas de los cables, se saca la protección del electrodo y se colocan en las partes del cuerpo ya limpias, los otros extremos de los cables van al equipo guiándose con la respectiva simbología.

La medición del potencial del músculo se realiza una a la vez ya que está posee solo un canal de medición se visualiza en la PC.

- **Electroencefalograma**

Se pide a la persona que se ponga de pie o sentada, se coloca a los 14 electrodos de la Emotiv Epoc la solución salina, se procede a ubicar todos los electrodos en la diadema, se coloca en la cabeza y se abre el programa testbench, se enciende la diadema y se acomoda hasta que los símbolos de electrodos del programa que esta de color negro se pongan verde, al lograr hacer esto ya estamos listos para trabajar.

LO QUE SE SIENTE DURANTE EL EXAMEN

La medición de EEG, ECG y EMG es indoloro y cuando los electrodos se aplican por primera vez pueden sentirse fríos. En muy raras circunstancias, el paciente puede desarrollar una alergia o irritación en el sitio en donde se colocan los electrodos.

PROTOCOLO PARA LA COLOCACIÓN DE ELECTRODOS

ECG & EMG

Para que la adquisición de las bioseñales se realice de manera correcta se requiere seguir el siguiente protocolo :

1. Verificar que el equipo se encuentre con la batería cargada y desenchufarlo de la red
2. Marcar las zonas en las cuales se colocarán los electrodos. En la Figura 4 se indica colocación para ECG y en la figura 5 para EMG
3. Limpiar la zona de colocación de los electrodos con alcohol
4. Colocar los electrodos desechables con gel conductor
5. Encender el equipo y colocarlo en el modo ECG
6. Dar inicio a la aplicación de LabView ECG
7. Mantener al usuario sentado sin que realice movimientos bruscos

EEG

Dado que la adquisición de las señales EEG se realiza con el módulo EPOC el protocolo a seguir es diferente al de ECG y EMG,

1. Verificar que el equipo EPOC se encuentre con la batería cargada
2. Colocar los electrodos en el dispositivo EPOC
3. Colocar el líquido conductor a cada uno de los electrodos
4. Dar inicio a la aplicación del EPOC para la adquisición de las señales EEG

5. Ubicar correctamente los electrodos como lo indica la interfaz del equipo
6. Encender el equipo y el módulo inalámbrico
7. Dar inicio a la aplicación de LabView EEG
8. Mantener al usuario sentado sin que realice movimientos bruscos

IMPORTANTE

Recordar que es necesario tener claro el tipo de estudio que se realizará para colocar adecuadamente los electrodos para señales EMG.

Cargar el equipo antes de realizar la adquisición de señales.

Fijar adecuadamente los electrodos para evitar adquisiciones con artefactos

COLOCACIÓN DE LOS ELECTRODOS

ECG

Los colores de los cables de ECG varían dependiendo del sistema a utilizar. Existen los sistemas: AHA: American Heart Association
IEC: International Electrotechnical Commission [4]

| Ubicación | Rótulos AHA | Rótulos IEC |
|------------------|-------------|--------------|
| Brazo Derecho | RA (blanco) | R (rojo) |
| Brazo Izquierdo | LA (negro) | L (amarillo) |
| Pierna Derecha | RL (verde) | N (negro) |
| Pierna Izquierda | LL (rojo) | F (verde) |

Ya que en nuestro medio se utilizan los rótulos AHA en el equipo se utilizó esta norma.

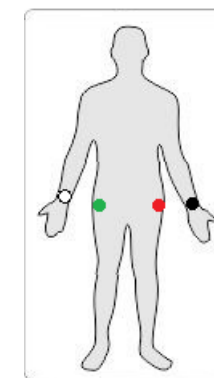
Después de se limpie con una gasa o algodón impregnada en alcohol la zona interior de las muñecas y de los extremos de la pelvis (izquierda y derecha) del paciente (con ello se disminuye la grasa de la piel y se facilita la conducción eléctrica).

Aplice el gel conductor en la superficie del electrodo que entrará en contacto con la piel del paciente (sino dispone de gel conductor, se puede emplear alcohol o solución fisiológica).

Coloque los cuatro electrodos periféricos Los electrodos deben aplicarse en superficies carnosas, evitando las prominencias óseas, las superficies articulares y las zonas de vello abundante.

Conecte cada uno de los cables a su electrodo periférico correspondiente (el extremo de cada cable está rotulado con las siglas y el código de color de identificación):

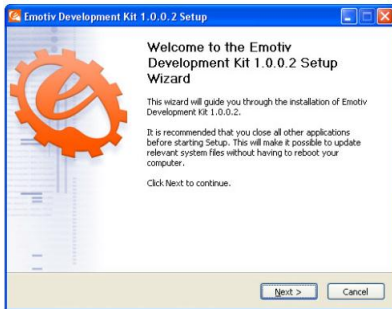
- Conecte el cable RA o blanco al electrodo de la muñeca derecha.
- Conecte el cable LA o negro al electrodo de la muñeca izquierda.
- Conecte el cable LL o rojo al electrodo del tobillo izquierdo.
- Conecte el cable RL o verde al electrodo del tobillo derecho.



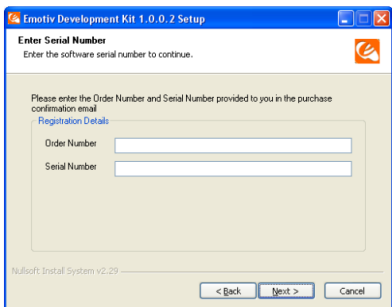
EEG

Primero se debe instalar el programa EMOTIV EPOC [5]

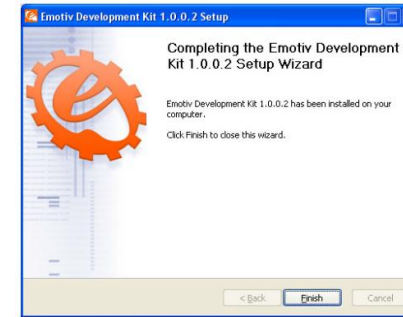
1. Usando el explorador de Windows, se accede al Emotiv SDK installer. Correrá el Emotiv_Development_Kit_v1.0._Installer.exe . Saldrá la ventana de Setup.



2. Se presiona en next y saldrá una ventana donde se pedirá el número de orden y el serial, esos datos se encuentra en un block de notas en el CD.

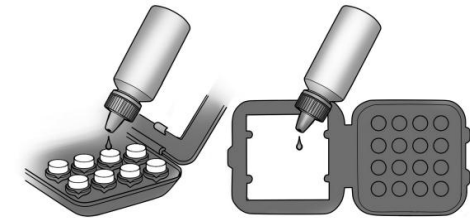


3. Cuando se coloquen los datos se instalará el programa



4. Dar clic en finish y el programa estará instalado.

Para mantener humedecidos los electrodos se deben humectar con la solución salina antes de usar



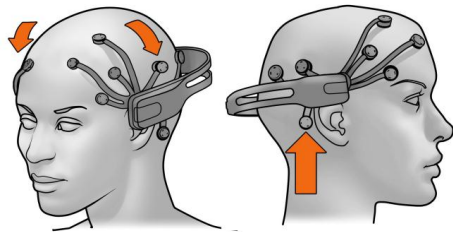
Después de humedecer los electrodos se colocan en la EMOTIV EPOC girando hasta que estos se ajusten



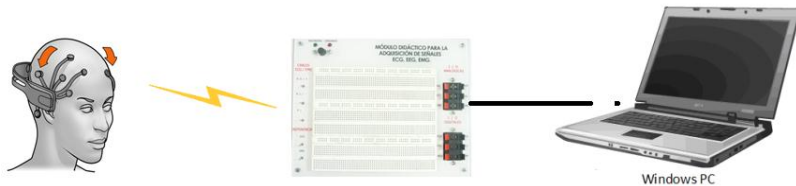
Cuando estén colocados los 14 electrodos se enciende la EMOTIV EPOC



Se coloca el EMOTIV EPOC en la cabeza, el electrodo que es diferente son la referencia y deben ir en la parte de atrás de cada oreja



Se conecta el equipo con el cable USB EEG a un USB del PC



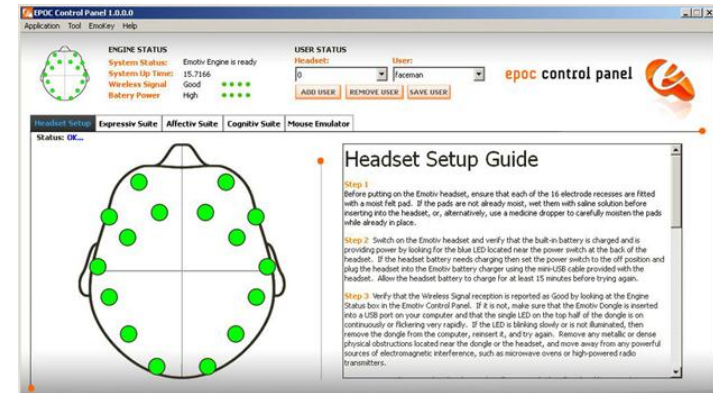
USO DEL SOFTWARE

Existen dos programas para trabajar con la emotiv epoc

1. Control Panel: es para visualizar la posición de los electrodos además de ver los parámetros Expressiv, Affectiv, cognitiv

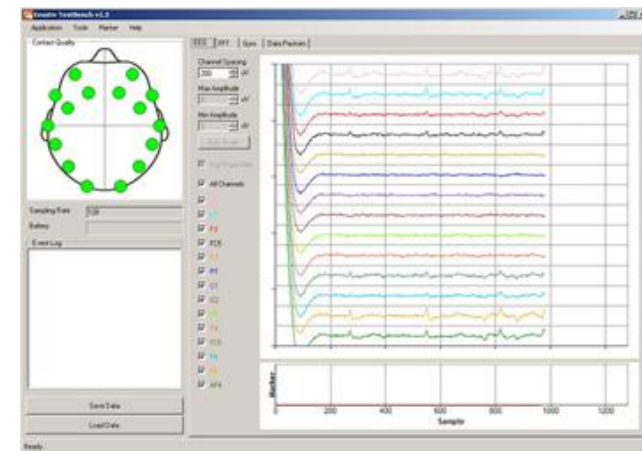
Para ingresar al programa vamos a la siguiente dirección:

Inicio\Todos los programs\ Emotiv Research Edition SDK_v1.0.0.5-PREMIUM\controlpanel\controlpanel.exe"



2. Test Bench: nos sirve para visualizar la posición de los electrodos además de obtener las señales de cada electrodo

Inicio\Todos los programs\ Emotiv Research Edition SDK_v1.0.0.5-PREMIUM\tools\TestBench.exe"



EMG

Para el uso del EMG se limpia la zona del músculo en donde se va a adquirir la señal del paciente con una gasa o algodón impregnada en alcohol (con ello se disminuye la grasa de la piel y se facilita la conducción eléctrica).

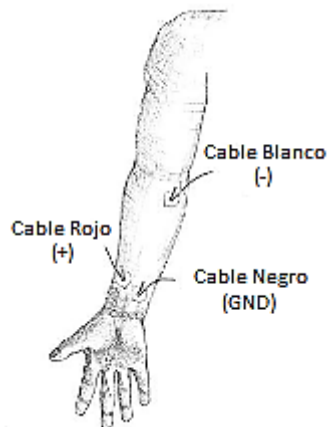
Aplicar el gel conductor en la superficie del electrodo que entrará en contacto con la piel del paciente (sino dispone de gel, se puede emplear alcohol o solución fisiológica).

Conecte cada uno de los cables a su electrodo periférico correspondiente (el extremo de cada cable está rotulado con las siglas y el código de color de identificación):

Conecte el cable + Rojo al electrodo en la parte distal del brazo (inferior del músculo)

Conecte el cable - Blanco al electrodo en la parte proximal del brazo (superior del músculo)

Conecte el cable GND negro



MANTENIMIENTO DEL EQUIPO

Limpiar el equipo con una franela limpia y con jabón suave.

No utilizar ácidos o mallas de limpieza.

Para mantener en buen estado la batería desconectar de la red el cable de carga 2 horas después de iniciada la carga.

Colocar con cuidado los cables en las terminales del equipo.

Limpiar frecuentemente los electrodos EEG del EPOC con algodón y el líquido salino para evitar corrosión de los mismos.

Utilizar cables en buen estado.

Verificar antes del empleo del equipo que el mismo esté desconectado de la red eléctrica.

REFERENCIAS

[1] Electrocardiograma, Medicina MiMi.hu, Fecha de consulta, Marzo de 2013. Disponible: <http://es.mimi.hu/medicina/electrocardiograma.html>

[2] Electroencefalograma, Enciclopedia Salud, Fecha de consulta Marzo de 2013. Disponible: <http://www.encyclopediasalud.com/definiciones/electroencefalograma>

[3] Peter Konrad, The ABC of EMG. 2005. Fecha de consulta Marzo de 2013. Disponible: <http://demotu.org/aulas/control/ABCofEMG.pdf>

[4] Dr. Joseph Wartak, Interpretación de electrocardiogramas, Nueva Editorial Interamericana, México, 1980.

[5] EEG Features, EMOTIV Fecha de consulta, Marzo de 2013. Disponible: <http://www.emotiv.com/eeg/features.php>

ANEXO 2

Datos de Prueba para la validación

| Muestra | Derivación | BIOPAC | | | | MOD ADQ BIO V1.0 | | | |
|---------|------------|--------------------|--------------------|-------|--------|--------------------|--------------------|--------|-------|
| | | Amplitud Máxima | Amplitud Mínima | BPM | P P | Amplitud Máxima | Amplitud Mínima | BPM | P P |
| 1 | D I | 0,33 | -0,37 | 75,09 | 0,7 | 0,3332 | -0,252 | 61,52 | 0,585 |
| 2 | D I | 0,33 | -0,34 | 75,09 | 0,67 | 0,42 | -0,308 | 60,41 | 0,728 |
| 3 | D I | 0,33 | -0,34 | 65,43 | 0,67 | 0,504 | -0,336 | 64,18 | 0,84 |
| 4 | D I | 0,34 | -0,35 | 81,08 | 0,69 | 0,336 | -0,28 | 63,29 | 0,616 |
| 5 | D I | 0,32 | -0,35 | 68,33 | 0,67 | 0,308 | -0,308 | 62,97 | 0,616 |
| 6 | D I | 0,55 | -0,46 | 84,5 | 1,01 | 0,308 | -0,2408 | 66,42 | 0,549 |
| 7 | D I | 0,32 | -0,34 | 79,05 | 0,66 | 0,308 | -0,28 | 68,46 | 0,588 |
| 8 | D I | 0,36 | -0,34 | 84,5 | 0,7 | 0,252 | -0,28 | 64,18 | 0,532 |
| 9 | D I | 0,33 | -0,34 | 65,43 | 0,67 | 0,392 | -0,28 | 64,31 | 0,672 |
| 10 | D I | 0,31 | -0,37 | 73,34 | 0,38 | 0,364 | -0,308 | 63,4 | 0,672 |
| | MED. ARIT. | 0,352 | -0,36 | 75,18 | 0,682 | 0,35252 | -0,28728 | 63,914 | 0,639 |
| 11 | D II | 1,29 | -0,87 | 80,1 | 2,17 | 1,2546 | -0,4896 | 61,52 | 1,744 |
| 12 | D II | 1,29 | -0,58 | 79,3 | 1,87 | 1,3158 | -0,5202 | 60,41 | 1,836 |
| 13 | D II | 1,28 | -0,52 | 78,6 | 1,79 | 1,3158 | -0,5202 | 64,18 | 1,836 |
| 14 | D II | 1,34 | -0,53 | 87,1 | 1,88 | 1,3158 | -0,459 | 63,29 | 1,774 |
| 15 | D II | 1,35 | -0,55 | 87,7 | 1,91 | 1,4076 | -0,4896 | 62,97 | 1,897 |
| 16 | D II | 1,31 | -0,55 | 86,8 | 1,86 | 1,2852 | -0,4284 | 66,42 | 1,713 |
| 17 | D II | 1,38 | -1,00 | 90,3 | 2,37 | 1,2546 | -0,459 | 68,46 | 1,713 |
| 18 | D II | 1,35 | -0,54 | 80,0 | 1,89 | 1,2546 | -0,459 | 64,18 | 1,713 |
| 19 | D II | 1,22 | -0,49 | 82,9 | 1,72 | 1,3158 | -0,4284 | 64,31 | 1,744 |
| 20 | D II | 1,19 | -0,5 | 77,4 | 1,68 | 1,2852 | -0,459 | 63,4 | 1,744 |
| | MED. ARIT. | 1,3 | -0,613 | 83,02 | 1,914 | 1,3005 | -0,47124 | 63,914 | 1,772 |
| 21 | D III | 0,963 | -0,47 | 66,37 | 1,43 | 0,9614 | -0,2508 | 61,52 | 1,212 |
| 22 | D III | 1,01 | -0,24 | 82,98 | 1,25 | 0,8778 | -0,3344 | 60,41 | 1,212 |
| 23 | D III | 0,9 | -0,26 | 77,72 | 1,17 | 0,9614 | -0,2926 | 64,5 | 1,254 |
| 24 | D III | 0,92 | -0,26 | 76,05 | 1,18 | 0,9614 | -0,2508 | 63,26 | 1,212 |
| 25 | D III | 1,04 | -0,28 | 82,99 | 1,32 | 0,9614 | -0,3344 | 62,97 | 1,295 |
| 26 | D III | 0,91 | -0,24 | 70,26 | 1,152 | 0,9196 | -0,2508 | 66,42 | 1,170 |
| 27 | D III | 0,9 | -0,24 | 72,99 | 1,14 | 0,9614 | -0,2508 | 68,46 | 1,212 |
| 28 | D III | 0,94 | -0,25 | 74,53 | 1,19 | 1,1286 | -0,2926 | 64,18 | 1,421 |
| 29 | D III | 0,89 | -0,24 | 76,05 | 1,13 | 0,9196 | -0,209 | 64,31 | 1,128 |
| 30 | D III | 0,97 | -0,26 | 74,5 | 1,22 | 0,7942 | -0,2926 | 63,4 | 1,086 |
| | MED. ARIT. | 0,9443 | -0,274 | 75,44 | 1,2182 | 0,94468 | -0,27588 | 63,943 | 1,221 |

| Muestra | BIOPAC | | | MOD ADQ BIO V1.0 | | |
|-----------|--------------------|--------------------|------|--------------------|--------------------|--------|
| | Amplitud Máxima | Amplitud Mínima | P P | Amplitud Máxima | Amplitud Mínima | P P |
| 1 | 1,34 | -1,16 | 2,5 | 1,2444 | -1,2444 | 2,4888 |
| 2 | 1,13 | -1,5 | 2,63 | 1,2566 | -1,1346 | 2,3912 |
| 3 | 1,24 | -1,54 | 2,78 | 1,2078 | -1,2322 | 2,44 |
| 4 | 1,08 | -1,73 | 2,81 | 1,2078 | -1,1712 | 2,379 |
| 5 | 1,22 | -1,5 | 2,72 | 1,1956 | -1,1834 | 2,379 |
| 6 | 1,29 | -1,5 | 2,79 | 1,3054 | -1,281 | 2,5864 |
| 7 | 1,36 | -1,56 | 2,92 | 1,1346 | -1,1346 | 2,2692 |
| 8 | 1,02 | -1,78 | 2,8 | 1,2932 | -1,3176 | 2,6108 |
| 9 | 1,47 | -1,63 | 3,1 | 1,1102 | -1,281 | 2,3912 |
| 10 | 1,07 | -1,58 | 2,65 | 1,2322 | -1,1102 | 2,3424 |
| MED. ARIT | 1,222 | -1,548 | 2,77 | 1,21878 | -1,20902 | 2,4278 |

ANEXO 3

Certificado de funcionamiento del Módulo de Adquisición de Bioseñales ECG EEG EMG

Cuenca,

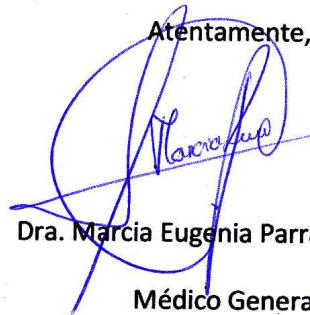
A petición verbal de parte interesada

CERTIFICO

Que el proyecto de tesis titulado MODULO DIDACTICO DE ADQUISICION DE BIOSEÑALES ECG, EEG, EMG, a cargo de los señores Efraín Issrael Valencia Brito y Flavio Fernando Villa Parra, satisface enteramente el fin para el que fue creado, cumpliendo con todos los parámetros para la adquisición de bioseñales.

Es todo cuanto puedo manifestar en honor a la verdad, autorizado al peticionario dar al presente, el uso que convenga a sus intereses.

Atentamente,



AREA 6 PAUTE
Md. Marcia Parra T.
010560243 7
SCS PALMAS

Dra. Marcia Eugenia Parra Tenesaca

Médico General

ANEXO 4

Matlab Programa Detección QRS

```
%DETECCION QRS
% CARGA DE LAS SEÑALES Y
FRECUENCIA DE MUESTREO,
GRAFICA SEÑAL ORIGINAL
clc
closeall
clearall
inicio=xlsread('d1issrael.xlsx'); %
Nombre del archivo a cargar
Fs=600; %
Frecuencia de muestreo de la
señal
s=inicio(:,2)';
s=s/max(s);
L=length(s);
t=(0:L-1)/Fs;
%% ELIMINACION DE LA
FRECUENCIA DE 60Hz
load ('coef60hz.mat')
s60=filter(Num,Den,s);
s60 = s60/ max(abs(s60));
%% ELIMINACION DE LA
COMPONENTE DC Y
NORMALIZACION DE LA SEÑAL
ssdc=s60-mean(s60);
ssdc=ssdc/max(abs(ssdc));
%% FILTRO PASA BAJO
load ('numpb.mat')
spb=filter2(Numpb,ssdc);
spb = spb/ max( abs(spb));
%% FILTRO PASA ALTOS
load ('numpa')
spa=filter2(Numpa,spb);
spa = spa/ max( abs(spa));
%% DERIVACION
load('numd')
sd=filter2(Numd,spa);
sd = sd/ max( abs(sd));
% CUADRATURA
sc=sd.^2;
sc= sc/ max( abs(sc));
%% VENTANA MOVIL
for m=15:1:L
    n=m-14;

    si(1,n:m)=trapz(t(1,n:m),sc(1,n:m)
);
end
si=si/max(abs(si));
media = mean(si);
p=(si>media);
l=find(diff([0 p])==1);

r=find(diff([p 0])==1);
%% IDENTIFICACION DE LAS
ONDAS Q R S
sanalisis=s60;
fori=1:length(l)
    [Rv(i) Rl(i)] = max(
sanalisis(l(i):r(i)) );
Rl(i) = Rl(i)-1+l(i);
    [Qv(i) Ql(i)] =
min(sanalisis(l(i):Rl(i)) );
Ql(i) = Ql(i)-1+l(i);
    [Sv(i) Sl(i)] =
min(sanalisis(Rl(i):r(i)) );
Sl(i) = Sl(i)-1+Rl(i);
end
%% VISUALIZACION
figure(1)
subplot(2,2,1); plot(t,s);
title('SEÑAL ORIGINAL')
subplot(2,2,2); plot(t,s60);
title('SEÑAL DESPUES DEL
FILTRO NOTCH');
subplot(2,2,3); plot(t,ssdc);
title('SEÑAL NORMALIZADA')
subplot(2,2,4); plot(t,spb);
title('SEÑAL DESPUES DEL
FILTRO PASA BAJO');
figure(2)
subplot(2,2,1); plot(t,spa);
title('SEÑAL DESPUES DEL
FILTRO PASA ALTO')
subplot(2,2,2); plot(t,si);
title('DESPUES DE LA
DERIVACION');
subplot(2,2,3); plot(t,sc);
title('SEÑAL ELEVADA AL
CUADRADO');
subplot(2,2,4); plot(t,p);
title('VENTANA MOVIL')
figure (3)
subplot(2,1,1)
title('ECG Signal with R points');
plot (t,sanalisis ,t(Rl)
,Rv(1:length(t(Rl))) , 'r^', t(Sl)
,Sv(1:length(t(Sl))), '*' ,t(Ql) ,
Qv(1:length(t(Ql))), 'o');
subplot(2,1,2)
plot (t,sanalisis , t(Rl) ,Rv , 'r^',
t(Sl) ,Sv , '*' ,t(Ql) , Qv , 'o');
xlim([1 3])
legend('ECG','R','S','Q',2);
```

ANEXO 5

Matlab Programa FFT de la señal EEG

```
% FFT DE LA SEÑAL EEG
%% LIMPIAMOS LA PANTALLA Y
CARGAMOS EL ARCHIVO CON EL
ELECTRODO A ANALIZAR
clc
clear all
close all
archivo=input('INGRESE EL NOMBRE
DEL ARCHIVO: ','s');

% tldata = importdata(archivo);%archivos
epoc
% eegdata = tldata.data;
% Fs=128;
% eegdata(:,17:35) = [];
% eegdata(:,1:2) = [];
% eegdata = eegdata';
% s1=eegdata(6,:);
% s2=eegdata(7,:);
% s=s1-s2;

% load(archivo);% archivos del biopac
% s=data(:,1);
% Fs=200;

s=xlsread(archivo); %archivos del modulo
s=s(2,:);
Fs=200;

L=length(s);
t=(0:L-1)/Fs;

%% FILTROS (BANDA DE PASO 1 -
60Hz)
[b,a] = butter(3,60/Fs,'low');
[b1,a1] = butter(3,2/Fs,'high');
s1_30=filter(b,a,s);
s1_30=filter(b1,a1,s1_30);
[m,p]=min(abs(t-2));
s1_30=s1_30(1,p:length(s1_30));
t=t(1,p:length(t));
s=s(1,p:length(s));
L=length(s);

%% ANALISIS DEL ESPECTRO DE
FRECUENCIA

NFFT = 2^nextpow2(L);
Y = fft(s1_30,NFFT)/L;
f = Fs/2*linspace(0,1,NFFT/2);
Y=2*abs(Y(1:NFFT/2));
%Y=20*log10(Y);
[m1,p1]=min(abs(f-1));
[m4,p4]=min(abs(f-4));
[m7,p7]=min(abs(f-7));
[m13,p13]=min(abs(f-13));
[m30,p30]=min(abs(f-30));
max_delta=max(Y(1,p1:p4)); %MAXIMO
DE LA ONDA DELTA
max_theta=max(Y(1,p4:p7)); %MAXIMO
DE LA ONDA THETA
max_alpha=max(Y(1,p7:p13)); %MAXIMO
DE LA ONDA ALPHA
max_beta=max(Y(1,p13:p30));
%MAXIMO DE LA ONDA BETHA
datos(1,1)=max_delta;
datos(1,2)=max_theta;
datos(1,3)=max_alpha;
datos(1,4)=max_beta;

%% GRAFICAS Y RESULTADOS
figure (1)
subplot(3,1,1);plot(t,s);title('SEÑAL
ORIGINAL');
subplot(3,1,2);plot(t,s1_30);title('SEÑAL
FILTRADA')
subplot(3,1,3);plot(f,Y);title('ESPECTRO
DE FRECUENCIA');xlim([0 31])
display(max_delta)
display(max_theta)
display(max_alpha)
display(max_beta)

op=input('DESEA SALIR (1=Y/2=N)????
');
if op==1
    eeg.m
else
    display('ADIOS')

end
```


ANEXO 6

MANUAL DE PRÁCTICAS CON EL MÓDULO DIDÁCTICO PARA LA ADQUISICIÓN DE SEÑALES ECG, EEG Y EMG MOD ADQ BIO V1.0

PRÁCTICA No.1: Adquisición y análisis de la señal ECG

Introducción: La primera práctica ECG que se va a realizar trata cómo adquirir y analizar una señal ECG, en el cual el alumno aprenderá a manipular el equipo de una manera apropiada y reconocer una señal ECG con sus características principales como son sus ondas, segmentos e intervalos.

OBJETIVOS

- Obtener la señal característica ECG
- Visualizar las principales ondas, segmentos e intervalos de una señal ECG
- Comparar la señal obtenida de una persona tranquila y una agitada.

JUSTIFICACIÓN

La Señal ECG es muy conocida por los médicos pero para el estudio en la Ingeniería Electrónica es muy limitada por lo que al conocer las características de esta señal se podría llevar a cabo diferentes aplicaciones de uso explosivo de las clínicas ya que al contar con esos equipos en esos lugares es complicado que el estudiante tenga acceso a ella.

MARCO TEÓRICO

DESCRIPCIÓN DE LA SEÑAL ECG

El ECG consiste en la grabación de la actividad eléctrica generada por el corazón en la superficie del cuerpo y su representación gráfica. La función primaria del corazón es fundamentalmente mecánica, se encarga de bombear la sangre a través del sistema circulatorio. Está formado por una bomba derecha que encamina la sangre a los pulmones y una izquierda que bombea sangre a los órganos periféricos. Como se observa en la FIGURA 1, el corazón ocupa una pequeña región entre la tercera y sexta costilla en la porción central de la cavidad torácica del cuerpo.

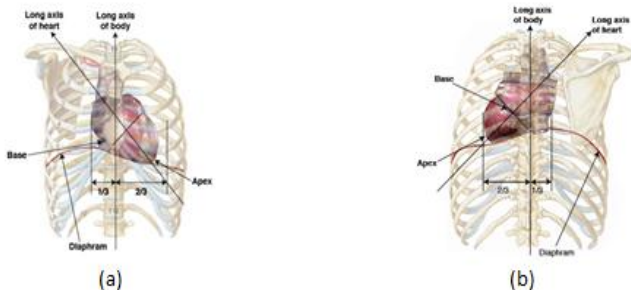


FIGURA 1 Vista de la cavidad torácica indicando la posición del corazón con respecto a las costillas y el diafragma (a) frontal (b) posterior. Fuente

Este órgano consta de cuatro cámaras: dos aurículas (izquierda y derecha) y dos ventrículos (izquierdo y derecho). La aurícula es una bomba cebadora que ayuda al ingreso de la sangre al ventrículo y la cavidad ventricular es la que proporciona la principal fuerza de propulsión de la sangre a través de los pulmones. La sangre pobre en oxígeno entra al ventrículo derecho a través de la vena cava. La sangre pasa a través del ventrículo derecho y es bombeada a través de la arteria pulmonar hacia los pulmones para intercambio de gases. La sangre rica en oxígeno regresa a la aurícula izquierda a través de la vena pulmonar. Esta sangre fluye a través de la válvula mitral al ventrículo derecho desde donde es bombeada a través de la vena aorta del sistema circulatorio hacia los distintos órganos del cuerpo.

SEÑAL ECG

Los sucesos que se dan desde el comienzo de un latido hasta el comienzo de otro se conocen como ciclo cardiaco. Cada ciclo se genera de manera espontánea por el potencial de acción en el nódulo sinusal (está situado en la pared lateral superior de la aurícula derecha) que es donde se da el impulso eléctrico y origina un latido cardiaco. El potencial de acción (FIGURA 2) que se registra en el músculo ventricular posee como valor medio 105 mV. En cada latido el potencial de membrana se eleva del valor del potencial de membrana en reposo que es muy negativo -85 mV y llega hasta un valor de +20 mV [2].

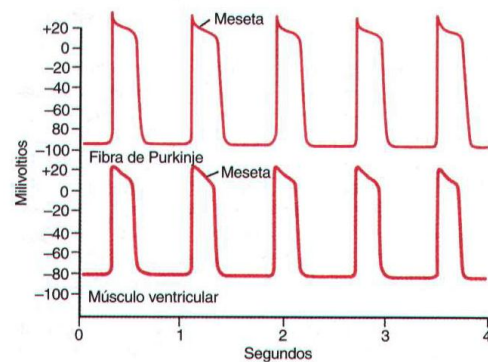


FIGURA 2 Potenciales de acción Rítmicos

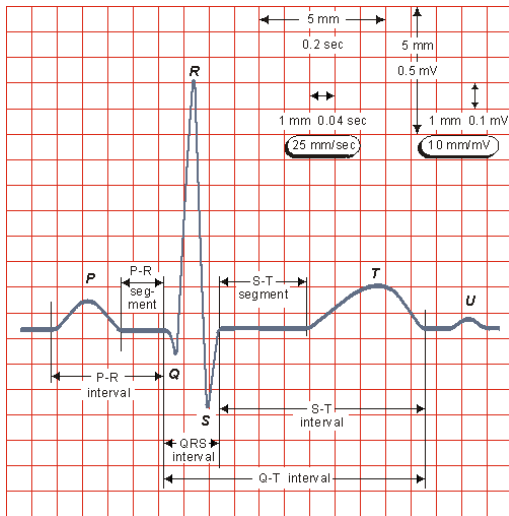


Figura 3 Componentes de la señal ECG

Cuando el impulso cardíaco atraviesa el corazón la corriente eléctrica provocada también se propaga a los tejidos que le rodean y una pequeña parte se extiende a la superficie del cuerpo. Al colocar electrodos sobre la piel y en el corazón se puede llegar a registrar los potenciales eléctricos generados por esa corriente y que cuando se registra la señal obtenida se conoce como electrocardiograma o ECG (Electrocardiograma). El ECG se define entonces como el registro de la actividad eléctrica generada por el corazón sobre la superficie del cuerpo. En la FIGURA 3 se muestra un ECG normal.

Las porciones del electrocardiograma entre las deflexiones se denominan segmentos, y las distancias entre ondas se denominan intervalos. El ECG está formado por una onda P, un complejo QRS que tiene tres ondas separadas Q, R, S y una onda T, en la TABLA 1 se describen los intervalos y segmentos de un ECG:

| COMPONENTE | DESCRIPCIÓN |
|---------------------|---|
| Onda P | Se produce por los potenciales eléctricos generados cuando las aurículas se despolarizan antes de cada contracción auricular. En condiciones normales es la primera marca reconocible en el ECG. Su duración es menor de 100ms y su voltaje no excede los 2,5mV |
| Intervalo PR | Su duración debe estar comprendida entre los 120 y 200ms |
| Complejo QRS | Se produce por los potenciales que se generan cuando los ventrículos se despolarizan antes de contraerse |

| | |
|---------------------|---|
| Segmento ST | Comprende desde el final del complejo QRS hasta el inicio de la onda T |
| Onda T | Se debe a los potenciales que se generan cuando los ventrículos se recuperan de su estado de despolarización, esto se da por lo general en el músculo ventricular de 0.25 a 0.35 s después de la despolarización. A esta onda se la conoce como onda de repolarización. Su duración es de 80 a 100ms. Corresponde a la repolarización ventricular, aparece al final del segmento ST |
| Intervalo QT | Comprende desde el inicio del complejo QRS hasta el final de la onda T y representa la despolarización y repolarización ventricular. Su duración estará entre 320 y 400 ms |

Tabla 1. Componentes de la señal ECG

Las aurículas se repolarizan alrededor de 0.15 a 0.20s después de la onda P. Esto ocurre exactamente en el instante en que el complejo QRS se está registrando en el electrocardiograma. La onda de repolarización auricular (T) suele quedar enmascarada por el voltaje del complejo QRS que es mucho mayor. Los ventrículos permanecen contraídos durante un milisegundo después de haberse producido la repolarización que es en el final de la onda T.

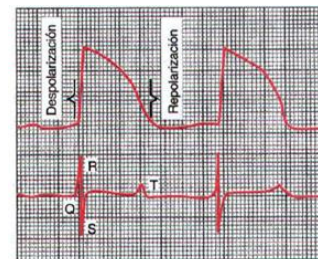


Figura 4 Potencia de acción monofásica y electrocardiograma

DERIVACIONES ELECTROCARDIOGRAFICAS

Para realizar el monitoreo de un paciente lo normal es usar tres electrodos logrando con estos tres derivaciones conocidas como bipolares, la información que se consigue es básica, pero si es necesario realizar un monitoreo profundo existen nueve derivaciones de las cuales tres son llamadas unipolares aumentadas y otras seis llamadas derivaciones precordiales. Cada derivación constituye un puesto de observación y registro de la actividad eléctrica desde distintos puntos. Las derivaciones son combinaciones que se dan con sus cables y electrodos y con el electrocardiograma forman un circuito completo.

Derivación I: brazo izquierdo (LA) va el terminal positivo y el brazo derecho (RA) colocando el terminal negativo el electrocardiógrafo registra potenciales positivos de +0.5mV.

Derivación II: Pierna izquierdo (LF) va el terminal positivo y el brazo derecho (RA) colocando el terminal negativo, el electrocardiógrafo registra potenciales positivos de +1.2V.

Derivación III: Pierna izquierdo (LF) va el terminal positivo y el brazo izquierdo (LA) colocando el terminal negativo, el electrocardiógrafo registra potenciales positivos de +0.7V.

En la FIGURA 5 se indica las disposiciones para las tres derivaciones.

Usando estas tres derivaciones sobre el cuerpo se forma un sistema triaxial, llamado Triángulo de Einthoven que viene definido por la ley de Einthovenven. Esta ley afirma que si en cualquier momento se conocen los potenciales eléctricos dos de las tres derivaciones electrocardiográficas bipolares de los miembros la tercera se puede averiguar matemáticamente sumando simplemente los potenciales de las dos derivaciones conocidas tomando en cuenta el signo positivo y negativo de dichas derivaciones.

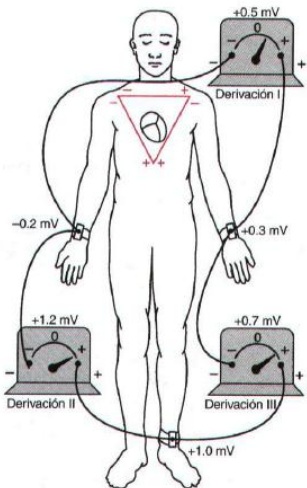


FIGURA 5 Disposición de los electrodos registrando derivaciones electrocardiográficas estándar

En la FIGURA 6 se muestran los trazos electrográficos de las tres derivaciones registrando trazos característicos de la señal como ondas P y T positivas, además de la onda QRS.



Figura 6 Gráficas de las derivaciones estándar

COLOCACIÓN DE LOS ELECTRODOS

Cuando se desean obtener las diferentes señales del electrocardiograma se colocan los electrodos acorde a la selección de la derivación electrocardiográfica.

La más común es emplear sólo tres electrodos con lo cual se registra una derivación formada por dos de ellos, mientras el tercero hace las veces de tierra que se coloca en la pierna derecha; las derivaciones obtenidas de esta manera son DI, DII y DIII (FIGURA 7).

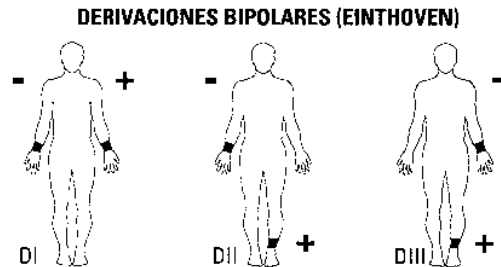


Figura 7 Colocación de los electrodos de miembros para obtener las derivaciones

Cabe recalcar que el electrodo de la pierna izquierda puede ir ubicado en la parte izquierda de la pelvis, a su vez el electrodo de la pierna derecha puede ir ubicado en la parte derecha de la pelvis.

MATERIALES

- Modulo didáctico para la adquisición de señales ECG EEG EMG
- 4 Cable para ECG.
- 4 electrodos desechables.
- Alcohol, algodón y gel conductor
- PC instalado Labview

PROCEDIMIENTO

Visualización de las principales ondas, intervalos y segmentos de una señal ECG

Siguiendo los pasos indicados en la tabla 3 el módulo adquiere la señal ECG que se visualiza en Labview. La señal de la FIGURA 8 corresponde a la primera derivación (D I) obtenida de una persona sana, en la cual se puede observar claramente la forma característica de una señal ECG

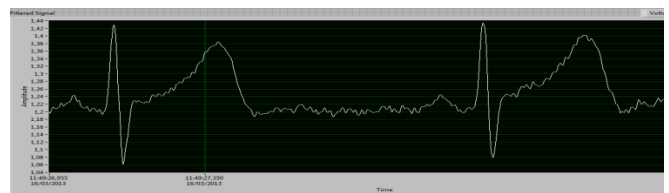


Figura 8 Señal característica ECG DI

En la FIGURA 9 se puede observar uno de los ciclos ECG de la derivación D I en la cual se indican las diferentes ondas con su respectiva magnitud.



Figura 9 Principales ondas de la señal ECG

La onda U no se puede observar ya que no es muy común poderla detectar en un electrocardiograma. La onda U es más posible observarla en las derivaciones precordiales V1 y V2. En la FIGURA 10 se puede observar los dos segmentos PR y ST de la señal ECG y en la FIGURA 11 se muestran los intervalos PR, QR más conocido como “Complejo QRS”, QT y ST de la señal ECG.

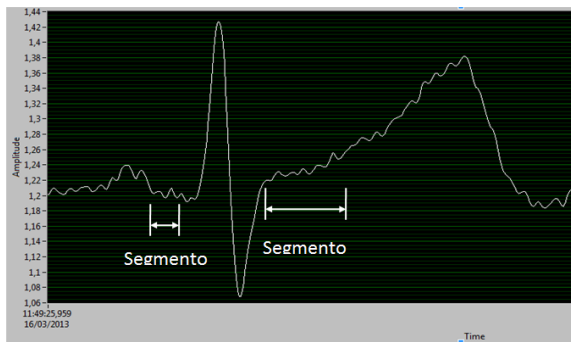


Figura 10 Segmentos del ECG

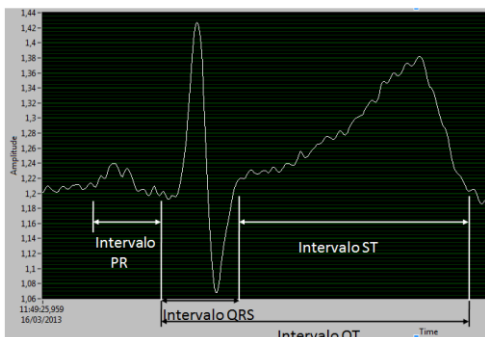
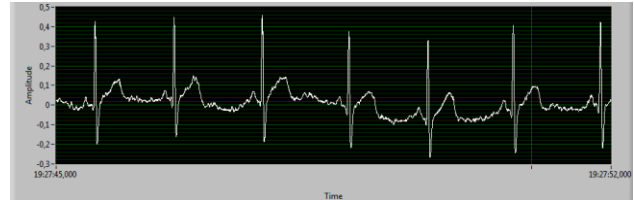


Figura 11 Intervalos del ECG

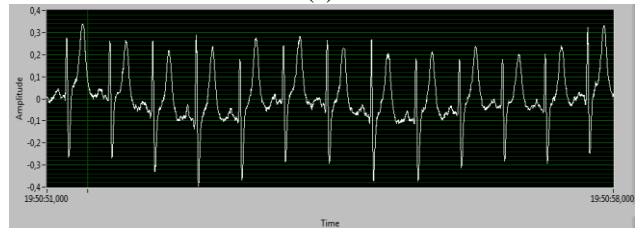
Comparación de señales ECG de una persona tranquila y una agitada

En la FIGURA 12 muestran dos señales ECG de la misma persona en dos estados, (a) es el ECG de la persona en un estado de tranquilidad y (b) el ECG en un estado agitado. Como se puede observar la forma de onda característica en los dos estados no cambia, pero si se puede apreciar un aumento de amplitud de las ondas S y T para el segundo caso, así como

también el aumento de la frecuencia cardiaca a casi el doble de una persona tranquila por motivo de una mayor excitación del corazón.



(a)



(b)

Figura 12 a) Señal de una persona sana y tranquila. b) Señal de una persona sana y agitada

ANÁLISIS DE RESULTADOS

Con estos resultados se puede manifestar que En la señal ECG de la misma derivación de una persona tranquila y agitada su forma básica no cambia pero las magnitudes de las ondas si, incluso la onda T puede ser mayor que la onda R. La mayor diferencia entre las señales ECG de una persona tranquila y luego agitada es su frecuencia cardiaca, siendo el de una persona agitada el doble que una tranquila.

CONCLUSIONES

Se concluye que no es muy frecuente observarla onda U en las derivaciones periféricas bipolares, como también la onda Q se muestra con una magnitud demasiado pequeña en comparación con las demás ondas que se pueden observar claramente y que los intervalos son difíciles de delimitarlos ya que dependiendo de la derivación se cambia la magnitud de las diferentes ondas.

RECOMENDACIONES

Para una buena medición los la piel donde se va a colocar los electrodos debe estar bien limpio, se recomienda limpiar con alcohol, por motivo de que si no hay un buen contacto del electrodo con la piel esto puede producir ruidos en los la señal. La persona debe estar sin moverse, se recomienda que este sentada o acostada, ya que los movimientos pueden producir ruidos en la señal debido a la electricidad generada por los músculos

REFERENCIAS

- Electrocardiograma - Overview, University of Maryland Medical System ,10/02/2013, disponible: http://www.umm.edu/esp_ency/article/003868.htm
- Características del ECG de 12, Nursing. 2007,10/02/2013, disponible <http://www.elsevier.es/sites/default/files/elsevier/pdf/20/20v25n09a13112263pdf001.pdf>
- Ondas componentes del ECG, electrocardiografía.es10/02/2013, disponible: <http://galeon.com/medicinadeportiva/CURSOECG4.htm>

PRÁCTICA No.2: Complejo QRS

Introducción: La señal ECG presenta características como son sus ondas, segmentos e intervalos donde una de esas características principales o de mayor atención de análisis es el intervalo QRS o más conocido como complejo QRS, producido por la despolarización de los ventrículos del corazón. A partir de este complejo se pueden identificar varias patologías cardíacas, por lo que su estudio en este campo es muy importante. Por éste motivo se han realizado varios algoritmos para su detección siendo el de Pan-Tompkins uno de los principales y base para el desarrollo de otros algoritmos.

OBJETIVOS

- Adquirir la señal ECG de las tres derivaciones periféricas bipolares, de dos personas diferentes.
- Diseñar un algoritmo en Matlab que detecte los complejos QRS.
- Aplicar el algoritmo a las señales ECG obtenidas en el primer objetivo.

JUSTIFICACIÓN

El complejo QRS es la onda característica de la señal ECG en la cual hay varias aplicaciones respecto a esta onda por lo que es recomendable estudiarla.

MARCO TEÓRICO

COMPLEJO QRS

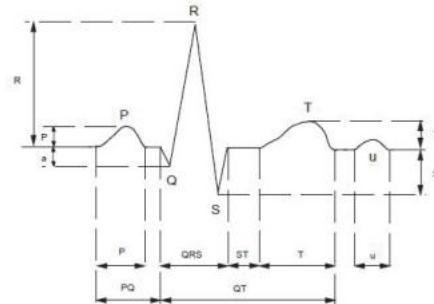
El electrocardiograma contiene información importante que permite detectar y corregir enfermedades cardíacas de manera acertada, una vez que los datos relevantes son individualizados por un cardiólogo experto.

Una de las secciones más representativas de este tipo de señales es el intervalo QRS, el cual representa la despolarización de los ventrículos del corazón.

Cada onda presente en el ECG se encuentra directamente relacionada con una acción específica del sistema cardíaco que genera diferentes potenciales. Un periodo cíclico de la señal ECG correspondiente a un individuo sano, se encuentra conformado por una onda P, el complejo QRS, la onda T y la onda U. Las secciones dentro del electrocardiograma que se encuentran entre las deflexiones se denominan segmentos, y las distancias entre las ondas se conocen como intervalos

Las señales ecg se pueden ver divididas en los siguientes intervalos o segmentos (ver figura 1): onda P, complejo QRS,

onda T, onda U, segmento PR, segmento ST, intervalo PP, intervalo RR, e intervalo QT. Su duración es de aproximadamente 100 ms y su amplitud se encuentra entre 1 mV y 3 mV.



| | Amplitud | Duración |
|---------|------------|------------------|
| Onda P: | 0,25 mV | P-R: 0,12-0,20 s |
| Onda R: | 1,60 mV | Q-T: 0,35-0,44 s |
| Onda Q: | 25% R | S-T: 0,05-0,15 s |
| Onda T: | 0,1-0,5 mV | P: 0,11 s |
| | | QRS: 0,09 s |

Figura 1 Valores de amplitud y tiempo ECG

Para la implementación de un algoritmo que permite identificar los intervalos qrs por medio de filtros, integradores y derivadores, que básicamente tratan de encontrar los cambios bruscos de pendiente que caracterizan el inicio de las ondas R.

Para la identificación oportuna de patologías cardíacas, que se evidencian en las variaciones presentadas por el intervalo QRS de la señal electrocardiográfica, fue necesario implementar algoritmos de reconocimiento con altas tasas de aciertos Como el Pan-Tompkins.

Algoritmo de Pan-Tompkins

Pan y Tompkins (1985) proponen un algoritmo de detección de complejos QRS (figura 2) basado en el análisis de la pendiente, la amplitud, y el ancho de los complejos QRS. El algoritmo involucra una serie de filtros y operadores de tipo paso bajo, paso alto, derivador, cuadratura,

integrador, umbralización adaptativa y procedimientos de búsqueda.

Las etapas del mismo son:

- Filtro pasa-banda: compuesto por un pasa-alto y pasa-bajo en cascada, que atenúa las bajas frecuencias características de las ondas P y T, así como de las oscilaciones basales, y también atenúa las frecuencias altas del EMG y la interferencia de red.
- Derivación: destaca las pendientes rápidas de la señal, que coinciden en el caso del ECG con el QRS.
- Transformación no lineal: eleva al cuadrado la señal, convirtiéndola en positiva antes de la integración, y acentuando también las frecuencias altas, que corresponden al QRS.
- Promediación: puesto que complejos anormales con amplitudes y pendientes iguales o mayores que los QRS, como es el caso de los PVC (contracciones ventriculares prematuras), pueden ser detectados como QRS normales, se utiliza un promediador de ventana móvil para obtener la duración del complejo detectado, ya que los PVC suelen presentar duraciones mayores que los QRS normales.



Figura 2 Diagrama de bloques del algoritmo de Pan-Tompkins

MATERIALES

- Modulo didáctico para la adquisición de señales ECG EEG EMG
- 4 Cable para ECG.
- 4 electrodos desechables.
- Alcohol, algodón y gel conductor
- PC instalado Labview y Matlab

PROCEDIMIENTO

Adquisición de las señales

La adquisición del ECG se realizó a dos sujetos de las mismas características físicas, sexo masculino, 25 años, un promedio de 1,76mts y visualmente sanos con los materiales.

Sujeto 1 D I : La D I (FIGURA 3) se obtiene con la diferencia de las señales del brazo izquierdo menos la del brazo derecho.

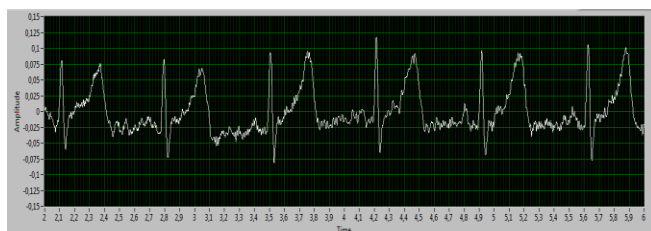


Figura 3 Derivación D I de la primera persona

Sujeto 1 D II: La D II (FIGURA 4) se obtiene con la diferencia de las señales de la pierna izquierda menos la del brazo derecho.

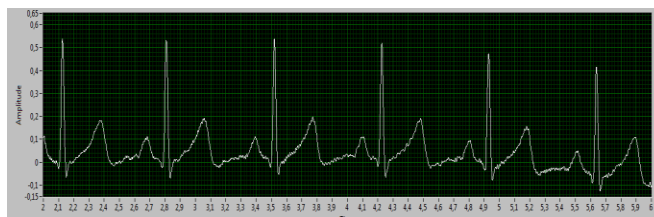


Figura 4 Derivación D II de la primera persona

Sujeto 1 D III: La D III (FIGURA 5) se la obtiene con la diferencia de las señales de la pierna izquierda menos la del brazo izquierdo.

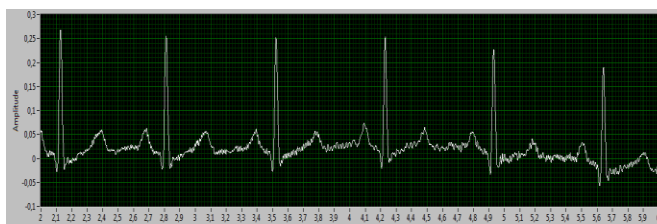


Figura 5 Derivación D III de la primera persona

Sujeto 2 D I: La D I (FIGURA 6) se la obtiene con la diferencia de las señales del brazo izquierdo menos la del brazo derecho.

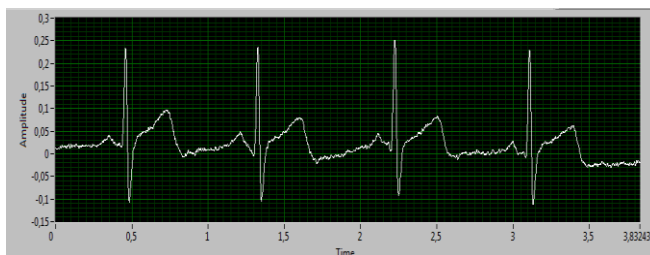


Figura 6 Derivación D I de la segunda persona

Sujeto 2 D II: La D II (FIGURA 7) se la obtiene con la diferencia de las señales de la pierna izquierda menos la del brazo derecho.

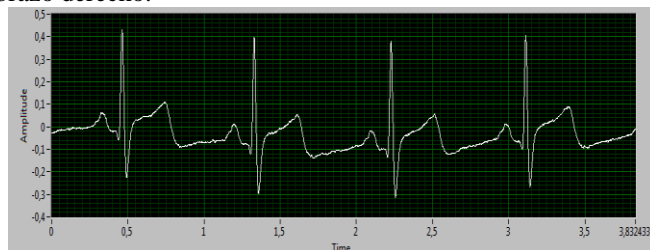


Figura 7 Derivación D II de la segunda persona

Sujeto 2 D III: La D III (FIGURA 8) se la obtiene con la diferencia de las señales de la pierna izquierda menos la del brazo izquierdo.

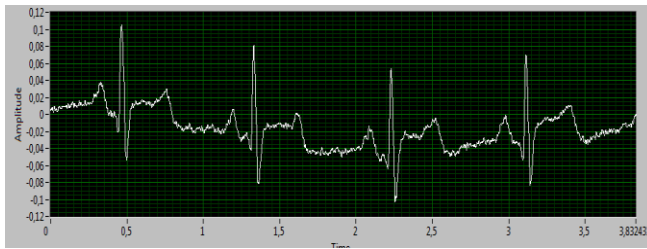


Figura 8 Derivación D III de la segunda persona

El algoritmo se programa en Matlab para lo cual es necesario cambiar la extensión del archivo del electrocardiograma guardado en Labview. Al grabar los datos se genera un archivo con extensión .lvm, este archivo no es reconocido en Matlab por lo que para empezar a trabajar con éste se debe cambiar de formato el archivo, para lo cual se deben realiza los siguientes:

1. Abrir el archivo .lvm en Microsft Excel.
2. Guardar el archivo como libro de Excel que genera una extensión .xlsx.
3. Cargar el archivo en Matlab.

Nota. En el punto 2 se puede borrar por conveniencia la primera columna perteneciente al tiempo y grabar solo los datos de amplitud.

Algoritmo de detección de complejo QRS

Para el algoritmo de detección del complejo QRS se tomó como base el modelo de Pan-Tompkins, el cual es la base de muchos detectores en la actualidad y que se describe en el capítulo 1. El código fuente del programa se encuentra en el Anexo.

Una vez ejecutado el programa, con base al modelo de Pan-Tompkins los datos son procesados pasando primeramente por una serie de filtros como un pasa bajo de 15, pasa alto de 5, un derivador e integrador para poder generar la ventana móvil y detectar los segmentos QRS, en la FIGURA 9 se muestra el flujograma del algoritmo.



Figura 9 Flujograma del algoritmo

El código fuente se lo presenta detallado en el anexo 1

Al final del proceso se presenta el resultado de la señal con los puntos del complejo QRS detectados en la FIGURA 10

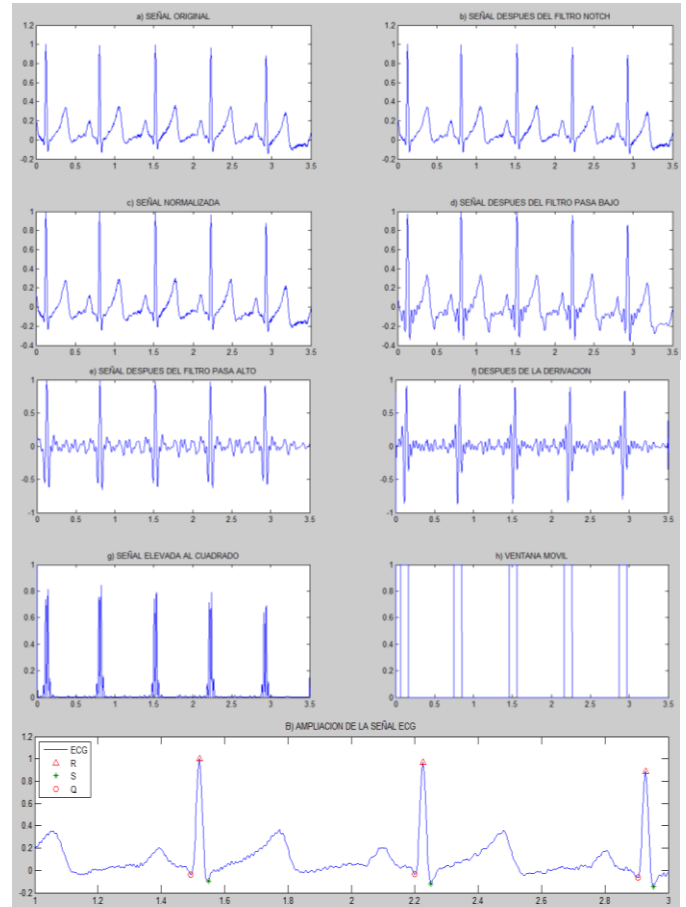


Figura 10 a) Señal original. b) Señal después del filtro notch. c) Señal Normalizada d) señal después del filtro pasa bajo e) Señal después del filtro pasa alto. f) Señal después de la derivación. g) Cuadratura h) Ventana Móvil i) Señal original con las detecciones de los complejos QRS

En las siguientes figuras se muestra el resultado del algoritmo a cada una de las derivaciones.

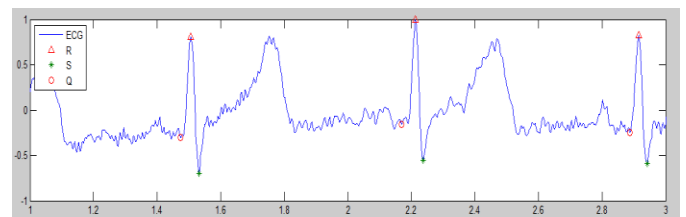


Figura 11 Derivación D I del sujeto 1 con la detección del Complejo QRS

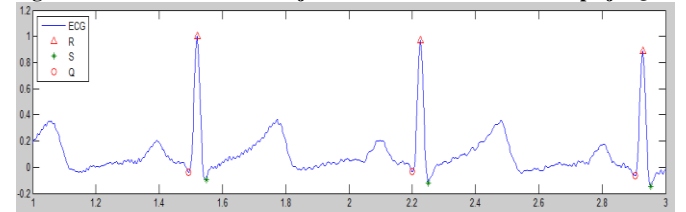


Figura 12 Derivación D II del sujeto 1 con la detección del Complejo QRS

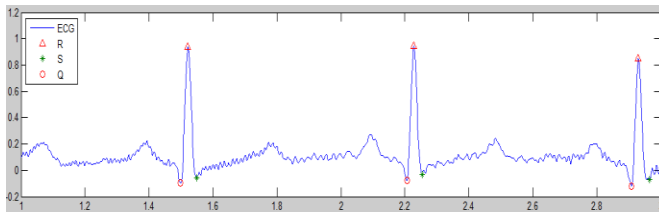


Figura 13 Derivación D III del sujeto 1 con la detección del Complejo QRS

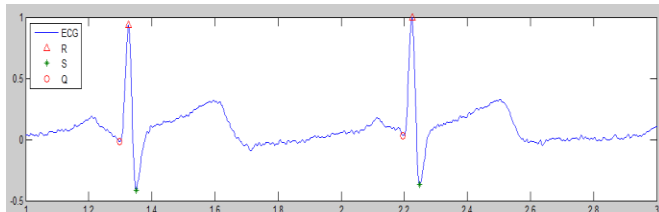


Figura 14 Derivación D I del sujeto 2 con la detección del Complejo QRS

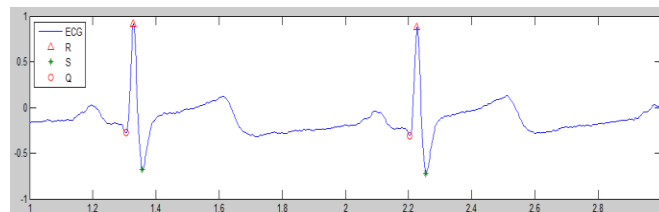


Figura 15 Derivación D II del sujeto 2 con la detección del Complejo QRS

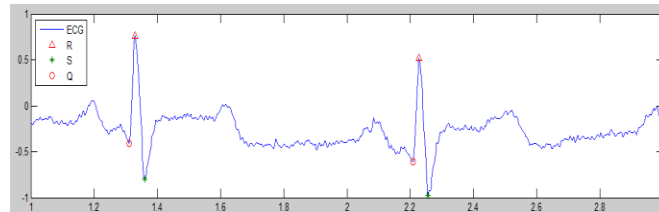


Figura 16 Derivación D III de del sujeto 2 con la detección del Complejo QRS

ANÁLISIS DE RESULTADOS

Con estos resultados se puede manifestar que:

- Con el algoritmo de Pam-Tompkins podemos ver de manera eficiente en donde comienza y termina el complejo QRS.
- Las detecciones fueron muy acertadas a excepción por la detección de dos datos falsos en el inicio y final de la señal, lo cual nos proporciona un alto nivel de efectividad en la detección.

CONCLUSIONES

Como conclusión se puede decir que la base del algoritmo realizado es el modelo de Pam-Tompkins el cual es muy efectivo cuando el ruido o perturbación es de pequeña magnitud pero tiene problemas cuando su magnitud es semejante a las ondas del complejo QRS. Se debe escoger un

buen tamaño de la ventana móvil ya que si se escoge muy pequeña se corre el riesgo de tener detecciones falsas, mientras que si es muy grande las detecciones de los picos de las ondas del complejo QRS son erróneas. En el algoritmo se deben realizar buenos filtros para una formación de las ventanas móviles.

RECOMENDACIONES

- Para una buena medición los la piel donde se va a colocar los electrodos debe estar bien limpiar, se recomienda limpiar con alcohol, por motivo de que si no hay un buen contacto del electrodo con la piel esto puede producir ruidos en los la señal.
- La persona debe estar sin moverse, se recomienda que este sentada o acostada, ya que los movimientos pueden producir ruidos en la señal debido a la electricidad generada por los músculos.
- Los cables del Modulo no deben estar trenzados.
- En el algoritmo se deben realizar buenos filtros para una formación de las ventanas móviles.

REFERENCIAS

- Electrocardiograma - Overview, University of Maryland Medical System ,10/02/2013, disponible: http://www.umm.edu/esp_ency/article/003868.htm
- Características del ECG de 12, Nursing. 2007,10/02/2013, disponible <http://www.elsevier.es/sites/default/files/elsevier/pdf/20/20v25n09a13112263pdf001.pdf>
- Ondas componentes del ECG, electrocardiografía.es10/02/2013, disponible: <http://galeon.com/medicinadeportiva/CURSOECG4.htm>
- Simulación del algoritmo Pan-Tompkins para la detecciónde intervalos qrs entiempo real,Edwin Quintero Salazar Juan Valencia Parra,10/02/2013, disponible: http://www.revistamemorias.com/articulos18/Algoritmo_pan.pdf

ANEXOS

ANEXO 1

```
% CARGA DE LAS SEÑALES Y FRECUENCIA
DE MUESTREO, GRAFICA SEÑAL ORIGINAL
clc
closeall
clearall
inicio=xlsread('d1issrael.xlsx'); % Nombre del
archivo a cargar
Fs=600; % Frecuencia de muestreo
de la señal
s=inicio(:,2);
s=s/max(s);
L=length(s);
t=(0:L-1)/Fs;
%% ELIMINACION DE LA FRECUENCIA DE
60Hz
load ('coef60hz.mat')
s60=filter(Num,Den,s);
s60 = s60/ max(abs(s60));
%% ELIMINACION DE LA COMPONENTE DC Y
NORMALIZACION DE LA SEÑAL
ssdc=s60-mean(s60);
ssdc=ssdc/max(abs(ssdc));
%% FILTRO PASA BAJO
load ('numpb.mat')
spb=filter2(Numpb,ssdc);
spb = spb/ max( abs(spb));
%% FILTRO PASA ALTOS
load ('numpa')
spa=filter2(Numpa,spb);
spa = spa/ max( abs(spa));
%% DERIVACION
load('numd')
sd=filter2(Numd,spa);
sd = sd/ max( abs(sd));
% CUADRATURA
sc=sd.^2;
sc= sc/ max( abs(sc));
%% VENTANA MOVIL
for m=15:1:L
    n=m-14;
    si(1,n:m)=trapz(t(1,n:m),sc(1,n:m));
end
si=si/max(abs(si));
media = mean(si);
p=(si>media);
l=find(diff([0 p])==1);
r=find(diff([p 0])== -1);
%% IDENTIFICACION DE LAS ONDAS Q R S
sanalisis=s60;
fori=1:length(l)
    [Rv(i) Rl(i)] = max( sanalisis(l(i):r(i)) );
    Rl(i) = Rl(i)-1+l(i);
```

```
[Qv(i) Ql(i)] = min(sanalisis(l(i):Rl(i)) );
Ql(i) = Ql(i)-1+l(i);
[Sv(i) Sl(i)] = min(sanalisis(Rl(i):r(i)) );
Sl(i) = Sl(i)-1+Rl(i);
end
%% VISUALIZACION
figure(1)
subplot(2,2,1); plot(t,s); title('SEÑAL ORIGINAL')
subplot(2,2,2); plot(t,s60); title('SEÑAL DESPUES
DEL FILTRO NOTCH');
subplot(2,2,3); plot(t,ssdc); title('SEÑAL
NORMALIZADA')
subplot(2,2,4); plot(t,spb); title('SEÑAL DESPUES
DEL FILTRO PASA BAJO');
figure(2)
subplot(2,2,1); plot(t,spa); title('SEÑAL DESPUES
DEL FILTRO PASA ALTO')
subplot(2,2,2); plot(t,si); title('DESPUES DE LA
DERIVACION');
subplot(2,2,3); plot(t,sc); title('SEÑAL ELEVADA
AL CUADRADO');
subplot(2,2,4); plot(t,p); title('VENTANA MOVIL')
figure (3)
subplot(2,1,1)
title('ECG Signal with R points');
plot (t,sanalisis ,t(Rl) ,Rv(1:length(t(Rl))) , 'r^', t(Sl)
,Sv(1:length(t(Sl))), '* ',t(Ql) , Qv(1:length(t(Ql))),
'o');
subplot(2,1,2)
plot (t,sanalisis , t(Rl) ,Rv , 'r^', t(Sl) ,Sv, '* ',t(Ql) ,
Qv, 'o');
xlim([1 3])
legend('ECG','R','S','Q',2);
```

PRÁCTICA No.3: Frecuencia Cardíaca

Introducción: En el análisis de una señal ECG la frecuencia cardíaca es un parámetro muy importante ya que entrega información valiosa sobre una persona, que puede ir desde la detección del padecimiento de alguna anomalía o control para una rutina de ejercicio. La frecuencia cardíaca es el número de latidos por segundo, pero también se lo puede tomar como el número de latidos por minuto o BPM.

OBJETIVOS

- Adquirir la señal ECG.
- Determinar la frecuencia cardíaca de la señal obtenida.
- Crear un Beep para cada paso de la onda R.

JUSTIFICACIÓN

El beep comúnmente escuchado es posible hacerlo con el paso de la onda R además que la frecuencia cardíaca es cuantas veces late nuestro corazón es correcto conocer estas definiciones a aplicarlo.

MARCO TEÓRICO

LA FRECUENCIA CARDÍACA

El número de ciclos cardíacos contados en 1 min se denomina frecuencia cardíaca. Su lectura en el electrocardiograma aporta una información mucho más precisa que la obtenida mediante la auscultación y el pulso

La frecuencia normal en reposo oscila entre 50 y 100 latidos por minuto. Sin embargo hay que detallar algunos aspectos que alteran su estado:

Cuando nacemos tenemos una frecuencia cardíaca elevada porque la actividad del organismo es muy intensa. A partir del primer mes de vida, va disminuyendo hasta llegar a la edad adulta, manteniéndose estable después de los 20 años.

Varía a lo largo del día y la noche y en respuesta a diversos estímulos, por lo que su medición tiene gran variabilidad.

Al realizar ejercicio físico el corazón produce una respuesta normal que es la taquicardia que es la frecuencia cardíaca en reposo está por encima de 100 latidos por minuto.

También puede producirse bradicardia (la frecuencia cardíaca está por debajo de 50 lpm).



Figura 1 Ejemplo de Frecuencia Cardíaca

Forma para calcular la frecuencia cardíaca

Se hace mediante la duración entre ondas R, cuentan la duración en segundos entre dos ondas R y dividen la cifra por 60 el resultado es la FC.

En la FIGURA 2 se muestra un ejemplo de la medición de dos ondas R



Figura 2 Tiempo entre ondas R

Tenemos que la duración es de 0.96, ahora dividimos $\frac{60}{0,96} = 62,5$

Entonces la frecuencia cardíaca es de FC = 62,5.

MATERIALES

- Modulo didáctico para la adquisición de señales ECG EEG EMG
- 3 Cable para ECG.
- 3 electrodos desechables.
- Alcohol, algodón y gel conductor
- PC instalado Labview

PROCEDIMIENTO

Adquisición de la señal ECG

La señal ECG corresponde a la tercera derivación (D III), escogida por la mayor diferencia de amplitud entre la onda R y las demás ondas (FIGURA 3).

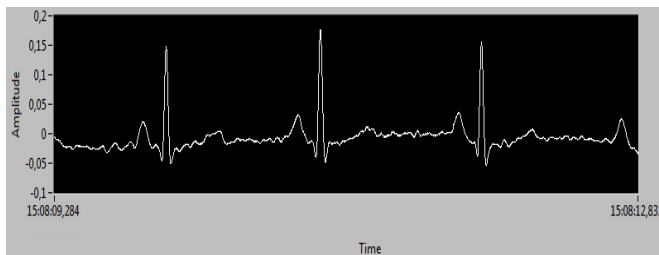


Figura 3 Adquisición de la señal ECG DIII

Una vez obtenida la señal se procede a filtrar las ondas de baja frecuencia mayores de 2Hz para eliminar el ruido de línea base la cual afecta directamente en la detección de la onda R. Luego del filtrado se procede a detectar las ondas R (FIGURA 4) con un comparador de nivel de amplitud el cual genera los pulsos que ayudan a producir el sonido beep y calcular el BPM (latidos por minuto).

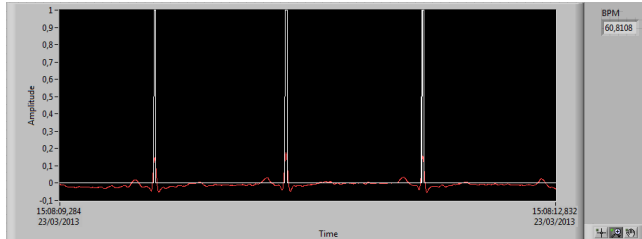


Figura 4 BPM y pulsos indicadores de la onda R para la creación del beep

La programación utilizada en Labview para esta práctica se presenta en la FIGURA 5.

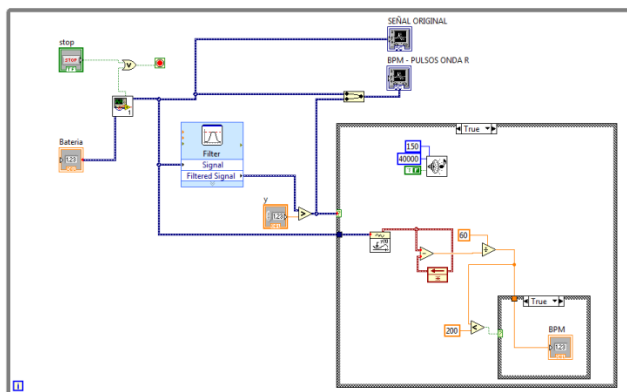


Figura 5 Programa de BPM y beep de la onda R

ANÁLISIS DE RESULTADOS

En esta práctica se utilizó la frecuencia cardiaca y se determinó que con la formula y los pitidos se obtiene el mismo valor en los latido del usuario.

CONCLUSIONES

Como conclusión se puede decir que para la determinación de la onda R se debe filtrar las frecuencias bajas de la señal para poder eliminar el ruido de la línea base, ya que si no se lo realizan las detecciones pueden ser erróneas, dando pulsos falsos. La mejor derivación periférica bipolar para la detección de la onda R es la D III por su mayor diferencia de amplitud entre la onda R y las demás ondas.

RECOMENDACIONES

Para una buena medición los la piel donde se va a colocar los electrodos debe estar bien limpiar, se recomienda limpiar con alcohol, por motivo de que si no hay un buen contacto del electrodo con la piel esto puede producir ruidos en los la señal. La persona debe estar sin moverse, se recomienda que este sentada o acostada, ya que los movimientos pueden producir ruidos en la señal debido a la electricidad generada por los músculos.

REFERENCIAS

- Electrocardiograma - Overview, University of Maryland Medical System ,10/02/2013, disponible: http://www.umm.edu/esp_ency/article/003868.htm
- Características del ECG de 12, Nursing, 2007,10/02/2013, disponible <http://www.elsevier.es/sites/default/files/elsevier/pdf/20/20v25n09a13112263pdf001.pdf>
- Ondas componentes del ECG, electrocardiografía.es10/02/2013, disponible: <http://galeon.com/medicinadeportiva/CURSOECG4.htm>

PRÁCTICA No.4: EMG Miembros Superior

Introducción: Al igual que en el electrocardiograma para comenzar con el estudio de electromiograma se debe realizar una práctica de familiarización del alumno con el equipo, por lo que ésta práctica está destinada al reconocimiento de una señal EMG específicamente en los miembros superiores.

OBJETIVOS

- Adquirir y reconocer la señal EMG.
- Diferenciar cuatro tonos musculares de miembros superiores.

JUSTIFICACIÓN

La señal del EMG son señales que produce el músculo, controlar este potencial es excelente para realizar aplicaciones futuras como el movimiento de alguna dispositivo usando este biopotencial, aprender el comportamiento de esta señal es necesario.

MARCO TEÓRICO

SEÑAL EMG

Las señales EMG son señales eléctricas producidas por un músculo durante el proceso de contracción y relajación y son la suma de la actividad eléctrica de todas las fibras musculares que forman parte de una unidad motora.

La unidad motora se compone básicamente de una neurona motora (motoneurona alfa) del asta anterior de la médula, su axón y fibras musculares cuyo número dependerá del tipo de músculo. La neurona motora es la encargada de emitir el impulso que provocará la contracción del conjunto de fibras, y de esta manera, provocar el movimiento del músculo ver FIGURA 1.

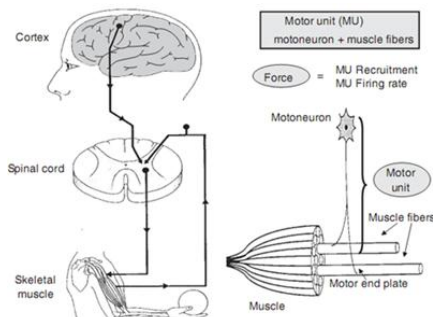


FIGURA 1 Esquema del mecanismo básico de la unidad motora.

El análisis de EMG se desarrolla utilizando un instrumento médico llamado **electromiógrafo** que produce un registro llamado electromiograma. Un electromiógrafo detecta la energía potencial generada por las células musculares, cuando éstas son activadas neuralmente o eléctricamente, las señales pueden ser analizadas para detectar anomalías y el nivel de activación o analizar la biomecánica del movimiento de un humano o un animal.

Las señales nerviosas que excitan los músculos se transmiten mediante los denominados potenciales de acción, con una velocidad de propagación de 0.25m/s y 100m/s, que son los cambios de potencial en la membrana celular.

Características de la señal EMG

Las principales características de las señales EMG (FIGURA 2) son: la amplitud del pico principal, los cambios de fase de la señal, la duración y la estabilidad de la misma.

La amplitud de la tensión que se puede medir está comprendida entre los centenares de μV hasta unos pocos mV , y el espectro frecuencial entre los 20 y los 500 Hz, concentrando la mayor parte de potencia entre los 50 y los 200 Hz. La duración se define como el tiempo desde la deflexión inicial al retorno a la línea de base, y suele tener unos valores medios de entre 5 y 15 ms.

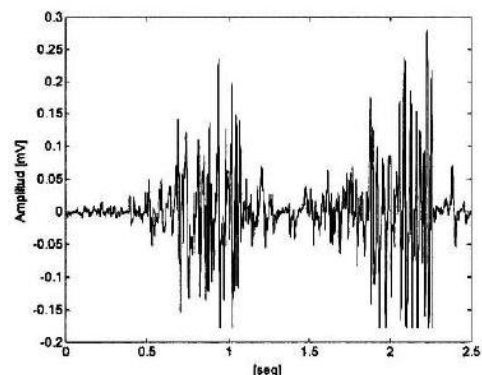


FIGURA 2 Señal característica EMG

Existen tres factores principales que pueden provocar alteraciones en estas características: el tipo de acción que ejerce el músculo, la energía y oxígeno disponible en el metabolismo, y la fatiga muscular.

MUSCULOS

El tipo de músculos para obtener una señal EMG es el músculo esquelético que se encuentra formado por fibras individuales, las cuales son paralelas una con relación a la otra, donde la mayoría comienzan y terminan en tendones. Al tener este tipo de configuración las fibras musculares su fuerza de contracción es aditiva, por lo que los músculos de gran tamaño generan señales más elevadas que otros.

En el miembro superior se pueden diferenciar cuatro grupos de músculos los cuales son: los músculos del hombro, del brazo, del antebrazo y de la mano

En el brazo existen dos grupos: los flexores y los extensores. En la FIGURA 3 se muestran los principales músculos de la extremidad superior

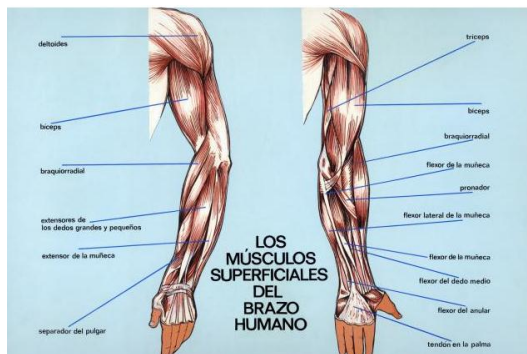


FIGURA 3 Músculos superficiales del miembro superior

Existen dos métodos para detectar las señales EMG, la invasiva y la no invasiva. El método invasivo emplea electrodos intramusculares mientras que el método no invasivo utiliza electrodos superficiales (FIGURA 4) que en su mayoría es la más utilizada por médicos especialistas.

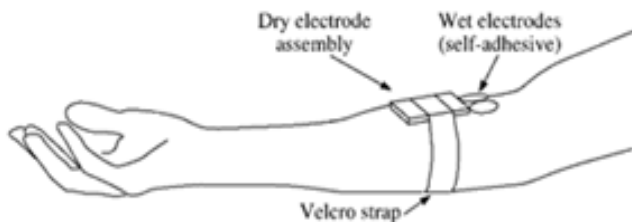


FIGURA 4 Electrodo superficiales

La ubicación de los electrodos en el bíceps para obtener mejor la señal del musculo (FIGURA 5).

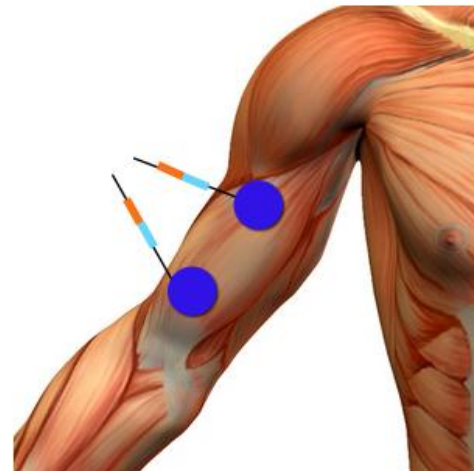


FIGURA 5 Ubicación Electrodo Bíceps

MATERIALES

- Modulo didáctico para la adquisición de señales ECG EEG EMG
- 3 Cable para EMG.
- 3 electrodos desechables.
- Alcohol, algodón y gel conductor
- PC instalado Labview

PROCEDIMIENTO

Adquisición de la señal EMG

Para la obtención de una señal EMG de la extremidad superior se deben ubicar los electrodos en los puntos indicados en la FIGURA 6

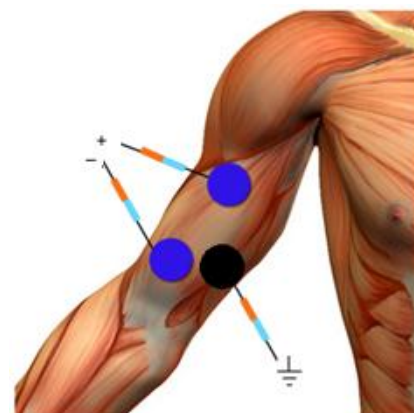


Figura 6 Ubicación de los electrodos en el miembro superior (bíceps)

La señal que se presenta en la FIGURA 7 es la adquirida en el bíceps, músculo en el cual se puede observar el cambio de

amplitud provocado por la activación del músculo al realizar un movimiento de flexión del antebrazo.

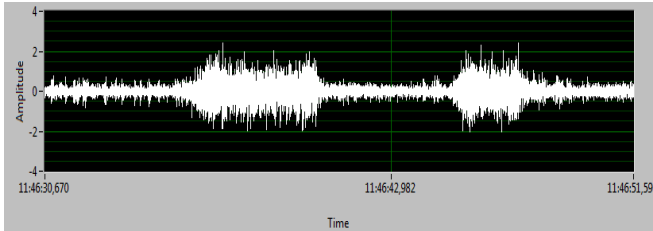


Figura 7 Señal EMG perteneciente al bíceps músculo del miembro superior

Para identificar los diferentes tonos musculares se obtiene la señal EMG del bíceps producida por el movimiento con 4 pesos diferentes: 0 lb, 4 lb, 8 lb y 14 lb.

Para el análisis se trabaja con dos gráficas, la primera representa a la señal EMG producida por el músculo y la segunda es la señal elevada al cuadrado que permite una mejor percepción de la diferencia de amplitud entre el momento de activación y el de descanso.

Peso de 0 Lb: En esta prueba se contrae el brazo en flexión sin peso y se obtiene la magnitud de la señal necesaria para poder realizar ésta acción. La FIGURA 8 (a) muestra la señal EMG pura mientras que (b) es la señal EMG al cuadrado. La magnitud máxima de la señal es de 2,8 V.

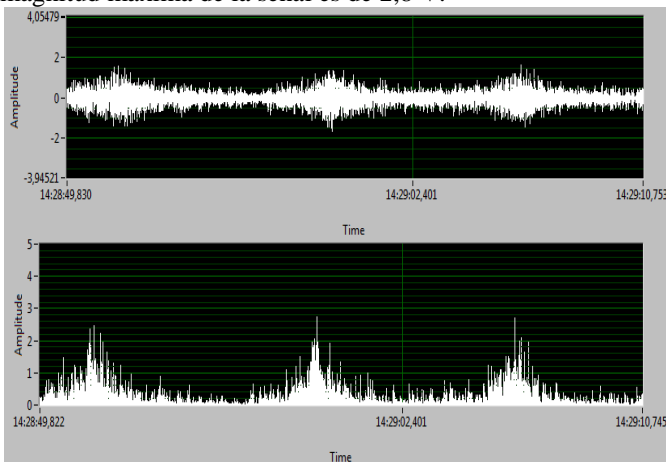


Figura 8 a) Señal EMG original **b)** EMG elevada al cuadrado, de la contracción del bíceps con un peso de 0 Lb.

Peso de 4 Lb: En esta prueba se contraerá el brazo con 4 Lb de peso y se obtendrá la magnitud de la señal necesaria para poder realizar ésta acción. La FIGURA 9 (a) muestra la señal EMG pura mientras que (b) es la señal EMG al cuadrado. La magnitud máxima de la señal es de 4,4v.

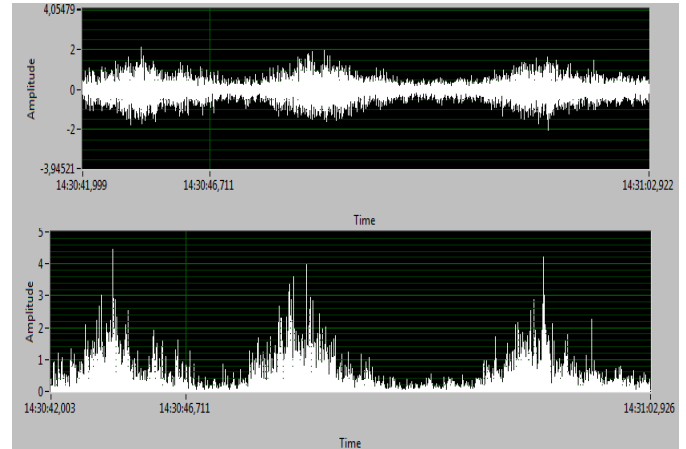


Figura 9 a) Señal EMG original **b)** EMG elevada al cuadrado, de la contracción del bíceps con un peso de 4 Lb.

Peso de 8 Lb: En esta prueba se contraerá el brazo con 8 Lb de peso. La FIGURA 10 (a) muestra la señal EMG pura mientras que (b) es la señal EMG al cuadrado. La magnitud máxima de la señal es de 5,2v.

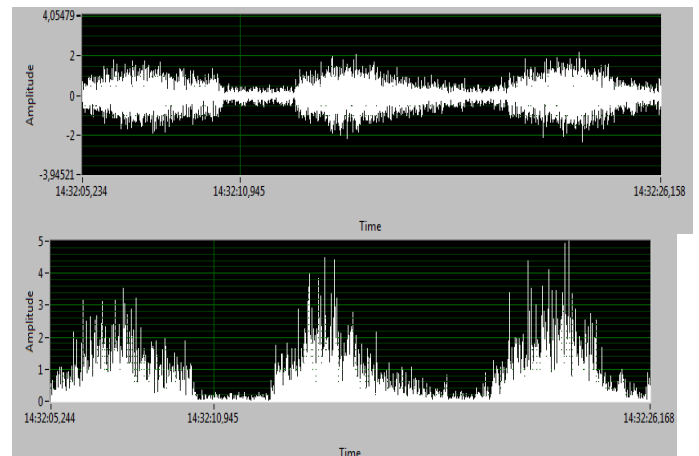
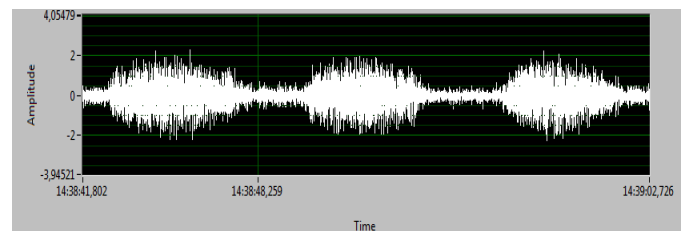


Figura 10 a) Señal EMG original **b)** EMG elevada al cuadrado, de la contracción del bíceps con un peso de 8 Lb.

Peso de 14 Lb: En esta prueba se contrae el brazo con 14 Lb de peso. La FIGURA 11 (a) muestra la señal EMG pura mientras que (b) es la señal EMG al cuadrado. La magnitud máxima de la señal es de 5,8 V.



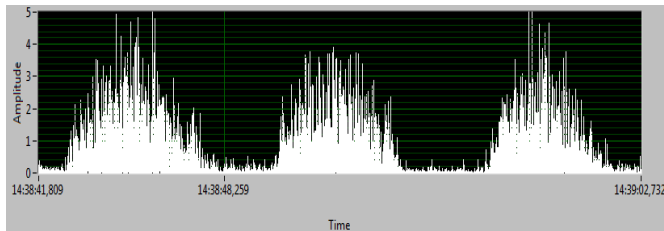


Figura 11 a) Señal EMG original b) EMG elevada al cuadrado, de la contracción del bíceps con un peso de 14 Lb.

ANÁLISIS DE RESULTADOS

Con estos resultados se puede manifestar que la señal presenta un poco de ruido en el tiempo de descanso por pequeñas corrientes propias de los músculos, que no puede ser eliminado con filtros porque se afectaría directamente a la señal EMG eliminando información necesaria para el análisis.

CONCLUSIONES

Se concluye que la magnitud de la señal necesaria para la contracción del brazo depende de la fuerza que se necesite para realizar la acción, pero se tiene un límite de magnitud máxima, siendo en este caso 6.2V por subir el peso a 35 lb que es el peso máximo que puede levantar el paciente.

RECOMENDACIONES

Para un buen contacto de los electrodos en lugares cerca de la articulación se recomienda la utilización de electrodos pediátricos, ya que los de adulto tienen a despegarse por el movimiento.

REFERENCIAS

- Colocación de los electrodos según los músculos, SPORT ELEC INSTITUT, 10/02/2013, disponible: <http://www.sport-elec.es/zoom/colocacion-de-los-electrodos-segun-los-musculos>
- Influencia de la fatiga muscular en la señal electromiográfica de músculos estimulados eléctricamente, Revista EIA, 10/02/2013, disponible: http://www.scielo.org.co/scielo.php?pid=S1794-2372007000100010&script=sci_arttext

PRÁCTICA No.5: EMG Miembro Inferior

Introducción: Al igual que en el electrocardiograma para comenzar con el estudio de electromiograma se debe realizar una práctica de familiarización del alumno con el equipo, por lo que ésta práctica está destinada al reconocimiento de una señal EMG específicamente en los miembros inferiores.

OBJETIVOS

- Adquirir y reconocer la señal EMG.
- Diferenciar tres tonos musculares de miembros inferiores.

JUSTIFICACIÓN

La señal del EMG son señales que produce el músculo, controlar este potencial es excelente para realizar aplicaciones futuras como el movimiento de alguna dispositivo usando este biopotencial, aprender el comportamiento de esta señal es necesario.

MARCO TEÓRICO

SEÑAL EMG

Las señales EMG son señales eléctricas producidas por un músculo durante el proceso de contracción y relajación y son la suma de la actividad eléctrica de todas las fibras musculares que forman parte de una unidad motora.

La unidad motora se compone básicamente de una neurona motora (motoneurona alfa) del asta anterior de la médula, su axón y fibras musculares cuyo número dependerá del tipo de músculo. La neurona motora es la encargada de emitir el impulso que provocará la contracción del conjunto de fibras, y de esta manera, provocar el movimiento del músculo ver FIGURA 1.

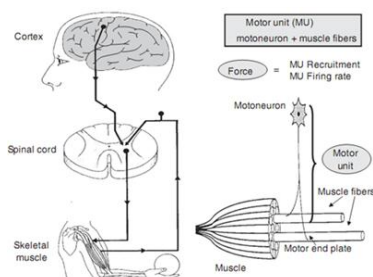


FIGURA 1 Esquema del mecanismo básico de la unidad motora.

El análisis de EMG se desarrolla utilizando un instrumento médico llamado **electromiógrafo** que produce un registro llamado electromiograma. Un electromiógrafo detecta la energía potencial generada por las células musculares, cuando éstas son activadas neuralmente o eléctricamente, las señales pueden ser analizadas para detectar anomalías y el nivel de activación o analizar la biomecánica del movimiento de un humano o un animal.

Las señales nerviosas que excitan los músculos se transmiten mediante los denominados potenciales de acción, con una velocidad de propagación de 0.25m/s y 100m/s, que son los cambios de potencial en la membrana celular.

Características de la señal EMG

Las principales características de las señales EMG (FIGURA 2) son: la amplitud del pico principal, los cambios de fase de la señal, la duración y la estabilidad de la misma.

La amplitud de la tensión que se puede medir está comprendida entre los centenares de μV hasta unos pocos mV, y el espectro frecuencial entre los 20 y los 500 Hz, concentrando la mayor parte de potencia entre los 50 y los 200 Hz. La duración se define como el tiempo desde la deflexión inicial al retorno a la línea de base, y suele tener unos valores medios de entre 5 y 15 ms.

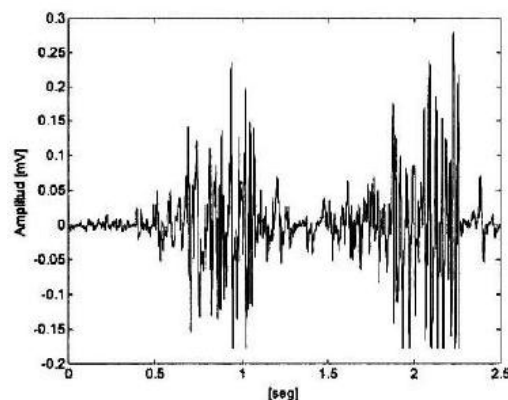


FIGURA 2 Señal característica EMG

Existen tres factores principales que pueden provocar alteraciones en estas características: el tipo de acción que ejerce el músculo, la energía y oxígeno disponible en el metabolismo, y la fatiga muscular.

MUSCULOS

El tipo de músculos para obtener una señal EMG es el músculo esquelético que se encuentra formado por fibras individuales, las cuales son paralelas una con relación a la otra, donde la mayoría comienzan y terminan en tendones. Al tener este tipo de configuración las fibras musculares su fuerza de contracción es aditiva, por lo que los músculos de gran tamaño generan señales más elevadas que otros.

Músculos de la pierna

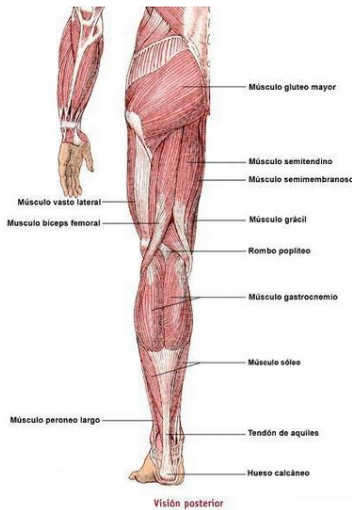


FIGURA 3Músculos superficiales del miembro inferior

Ubicación de los electrodos en el gemelo externo

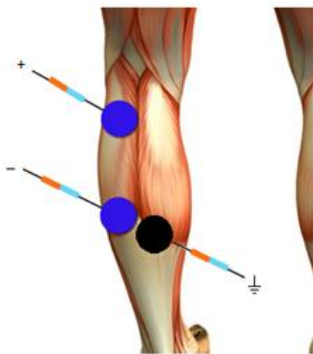


FIGURA 4 Ubicación Electrodos gemelo externo

MATERIALES

- Modulo didáctico para la adquisición de señales ECG EEG EMG

- 3 Cable para EMG.
- 3 electrodos desechables.
- Alcohol, algodón y gel conductor
- PC instalado Labview

PROCEDIMIENTO

Adquisición de la señal EMG

Para la obtención de una señal EMG de la extremidad superior se deben ubicar los electrodos en los puntos indicados en la FIGURA 5

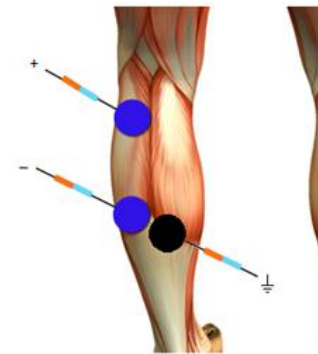


Figura 5 Ubicación de los electrodos en el miembro inferior (gemelo externo)

La señal que se presenta en la FIGURA 6 es la adquirida en el gemelo externo, músculo del miembro inferior, en la cual se puede observar el cambio de amplitud provocado por la activación del músculo al realizar un movimiento de flexión de la pierna.

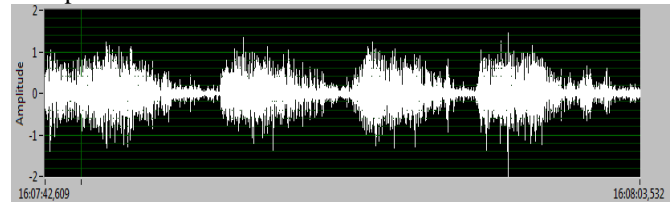


Figura 6 Señal EMG perteneciente al gemelo externo músculo del miembro inferior

Para identificar los diferentes tonos musculares se obtiene la señal EMG del gemelo externo producida por la acción de soportar 3 pesos diferentes: 0 lb, 75 lb y150 lb.

Para el análisis se trabaja con dos gráficas, la primera es la señal EMG producida por el músculo y la segunda es la señal elevada al cuadrado que permite una mejor percepción de la diferencia de amplitud entre el momento de activación y el de descanso.

Peso de 0 Lb: Esta prueba se la realiza con el paciente sentado para no producir ningún peso sobre el músculo y se obtiene la magnitud de la señal. La FIGURA 7 (a) muestra la

señal EMG pura mientras que (b) es la señal EMG al cuadrado. La magnitud máxima de la señal es de 1,8 V.

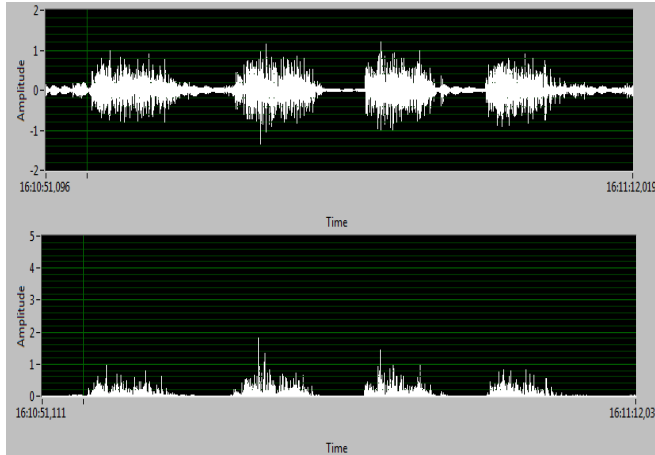


Figura 7 a) Señal EMG original b) EMG elevada al cuadrado, de la contracción del gemelo externo con un peso de 0 Lb.

Peso de 75 Lb: Esta prueba se la realiza con el paciente parado sobre las dos piernas para producir un peso de 75lb que es la mitad del peso total del paciente y se obtendrá la magnitud de la señal en este músculo. La FIGURA 8 (a) muestra la señal EMG y (b) es la señal EMG al cuadrado que se lo realiza para una mejor visualización de la amplitud de la señal. La magnitud máxima de la señal es de 3,2 V.

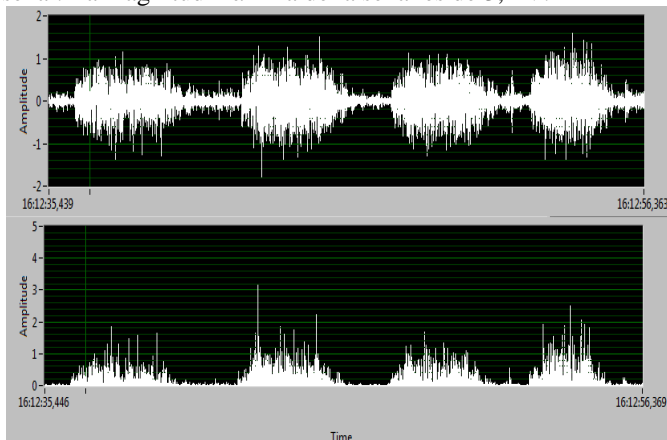


Figura 8 a) Señal EMG original b) EMG elevada al cuadrado, de la contracción del gemelo externo con un peso de 75 Lb.

Peso de 150 Lb: Esta prueba se la realizará con el paciente parado sobre una pierna para adquirir la señal del músculo soportando un peso de 150lb. La FIGURA 9 (a) muestra la señal EMG y (b) es la señal EMG al cuadrado. La magnitud máxima de la señal es de 3,8 V.

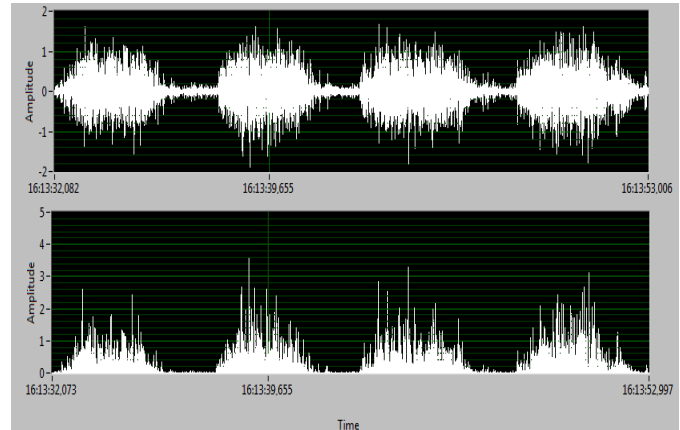


Figura 9 a) Señal EMG original b) EMG elevada al cuadrado, de la contracción del gemelo externo con un peso de 150 Lb.

ANÁLISIS DE RESULTADOS

Con estos resultados se puede manifestar que la señal presenta un poco de ruido en el tiempo de descanso por pequeñas corrientes propias de los músculos, que no puede ser eliminado con filtros porque se afectaría directamente a la señal EMG eliminando información necesaria para el análisis.

CONCLUSIONES

Se concluye que la magnitud de la señal necesaria para el movimiento de la pierna depende de la fuerza que se necesite para realizar la acción, pero se tiene un límite de magnitud máxima, siendo en este caso 4.6V por subir el peso a 150 lb que es el peso máximo que puede levantar el paciente.

RECOMENDACIONES

Para un buen contacto de los electrodos en lugares cerca de la articulación se recomienda la utilización de electrodos pediátricos, ya que los de adulto tienen a despegarse por el movimiento.

REFERENCIAS

- Músculos del Miembro inferior, Anatomía Humana, 10/02/2013, disponible:<http://unefaanatomia.blogspot.com/2008/06/musculos-del-miembro-inferior.html>
- Colocación de los electrodos según los músculos, SPORT ELEC INSTITUT, 10/02/2013, disponible: <http://www.sport-elec.es/zoom/colocacion-de-los-electrodos-segun-los-musculos>

PRÁCTICA No.6: Control de velocidad de un motor DC, con la señal EMG

Introducción: En la actualidad una de las principales aplicaciones de la señal EMG es el de control de diferentes dispositivos electrónicos o sistemas informáticos, por ejemplo órtesis y prótesis activas para personas con discapacidad física. El control se logra con la contracción de diferentes músculos, por lo que en la presente práctica se trabaja con el nivel de potencial entregado por los músculos como señal que controlará la velocidad de un motor DC.

OBJETIVOS

- Controlar la velocidad de un motor DC, con la señal EMG.

JUSTIFICACIÓN

Realizar el control de un dispositivo con el potencial del musculo es interesante ya que cambiar este biopotencial y por medio de un proceso convertirlo en voltaje es un paso para importante para el estudio de biopotenciales.

MARCO TEÓRICO

Características de la señal EMG

Las principales características de las señales EMG (FIGURA 1) son: la amplitud del pico principal, los cambios de fase de la señal, la duración y la estabilidad de la misma.

La amplitud de la tensión que se puede medir está comprendida entre los centenares de μV hasta unos pocos mV , y el espectro frecuencial entre los 20 y los 500 Hz, concentrando la mayor parte de potencia entre los 50 y los 200 Hz. La duración se define como el tiempo desde la deflexión inicial al retorno a la línea de base, y suele tener unos valores medios de entre 5 y 15 ms.

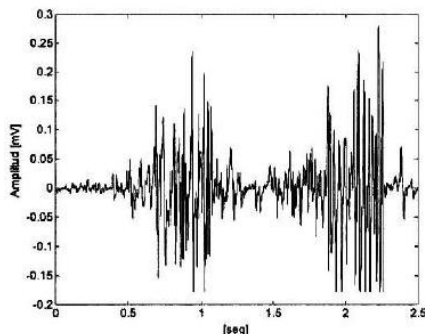


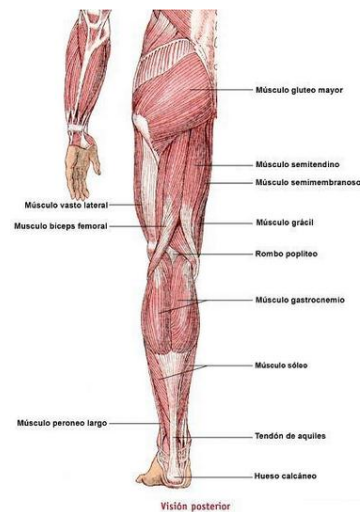
FIGURA 1 Señal característica EMG

Existen tres factores principales que pueden provocar alteraciones en estas características: el tipo de acción que ejerce el músculo, la energía y oxígeno disponible en el metabolismo, y la fatiga muscular.

MUSCULOS

El tipo de músculos para obtener una señal EMG es el músculo esquelético que se encuentra formado por fibras individuales, las cuales son paralelas una con relación a la otra, donde la mayoría comienzan y terminan en tendones. Al tener este tipo de configuración las fibras musculares su fuerza de contracción es aditiva, por lo que los músculos de gran tamaño generan señales más elevadas que otros.

Músculos de la pierna



Figuro 2 Músculos superficiales del miembro inferior

Ubicación de los electrodos en el gemelo externo

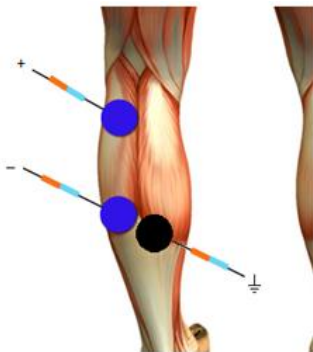


FIGURA 3 Ubicación Electrodo gemelo externo

MATERIALES

- Modulo didáctico para la adquisición de señales ECG EEG EMG
- 3 Cable para EMG.
- 3 electrodos desechables.
- Alcohol, algodón y gel conductor
- PC instalado Labview
- Motor DC
- LM324

PROCEDIMIENTO

Control de velocidad de un motor con la señal EMG

El control que se realiza en función de la amplitud del cuadrado de la señal EMG. En la FIGURA 4 se muestra la programación en Labview en el cual se adquiere los datos por medio subVI EMG, donde una vez obtenida la señal EMG ésta pasa por filtro Notch de 60Hz de un solo orden para eliminar la componente de 60 Hz y luego elevarla al cuadrado y trabajar solo valores positivos. Por último se encuentran los picos de la que me generarán la señal de entrada a la DAQ para controlar el motor DC.

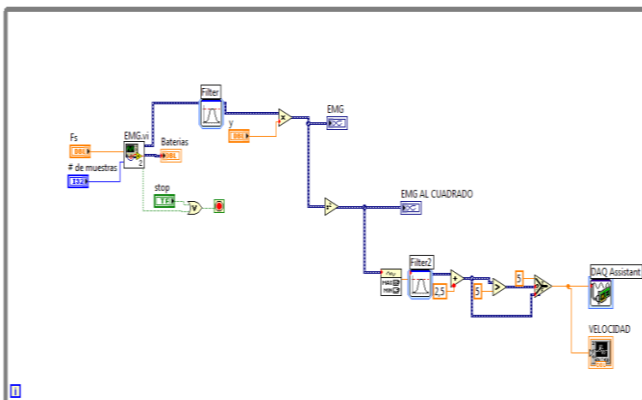


Figura 4 Diagrama en Labview para el control de un motor DC

En el FIGURA 5 se muestra la señal EMG del músculo controlador del motor, en este caso el gemelo externo

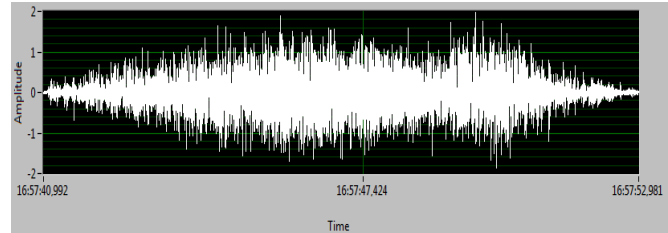


Figura 5 EMG del músculo gemelo externo

La FIGURA 6 muestra el cuadrado de la señal EMG para trabajar con la DAQ ya tiene un rango de salida analógico de 0 a 5 V, y solo necesitamos valores positivos de la señal.

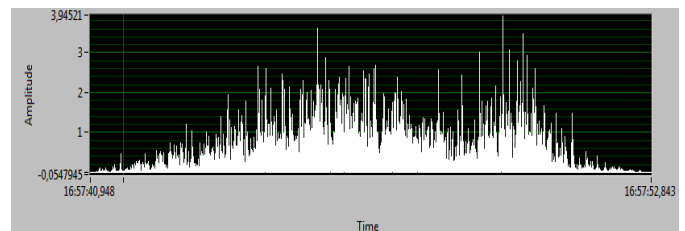


Figura 6 EMG al cuadrado del músculo gemelo externo

La FIGURA 7 es la gráfica de la tensión suministrado al motor a partir de la señal EMG adquirida.

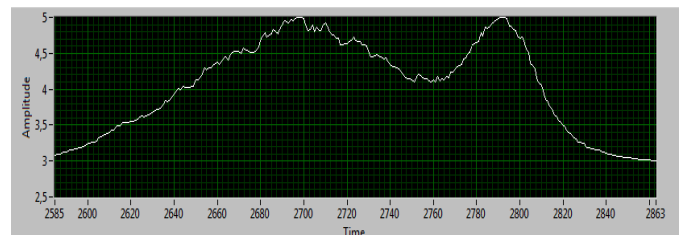


Figura 7 Tensión suministrada al motor DC, controlada por el músculo gemelo externo

ANÁLISIS DE RESULTADOS

Se puede observar que se logra con el movimiento del músculo al contraerse y relajarse generar tensión y con esto se controla la velocidad del motor.

CONCLUSIONES

La señal que se suministra al motor es proporcional a la tensión del músculo, a menor tensión del músculo el motor gira a menor velocidad.

RECOMENDACIONES

Para un buen contacto de los electrodos en lugares cerca de la articulación se recomienda la utilización de electrodos pediátricos, ya que los de adulto tienen a despegarse por el movimiento.

REFERENCIAS

- Músculos del Miembro inferior, Anatomía Humana, 10/02/2013, disponible:<http://unefaanatomia.blogspot.com/2008/06/musculos-del-miembro-inferior.html>
- Colocación de los electrodos según los músculos, SPORT ELEC INSTITUT, 10/02/2013, disponible: <http://www.sport-elec.es/zoom/colocacion-de-los-electrodos-segun-los-musculos>
- Influencia de la fatiga muscular en la señal electromiográfica de músculos estimulados eléctricamente, Revista EIA, 10/02/2013, disponible: http://www.scielo.org.co/scielo.php?pid=S1794-2372007000100010&script=sci_arttext

PRÁCTICA No.7: Adquisición y análisis de la señal EEG

Introducción: ésta práctica se destina a la familiarización del estudiante con el módulo donde podrá realizar la lectura de la señal EEG por medio de la diadema de la EPOC y con los 3 electrodos básicos. Además se analizara el espectro de frecuencia de la señal y de ésta manera diferenciar las 4 señales cerebrales, que son: Delta, Theta, Alpha y Beta.

OBJETIVOS

- Adquirir la señal EEG.
- Diferenciar las ondas cerebrales en el espectro de frecuencia.

JUSTIFICACIÓN

Las señales de EEG poseen ondas con rangos característicos como es la onda alpha, Beta, theta, estas ondas aparecen en momentos determinados por lo que es necesario saber cuándo aparecen estas señales.

MARCO TEÓRICO

. Características del EEG

Las señales EEG se caracterizan por sus amplitudes extremadamente pequeñas en un margen de tensión de $5\mu\text{V}$ a $300\mu\text{V}$ y un margen de frecuencias de 0 Hz a 150 Hz, por lo cual las cargas se amplifican y mediante un equipo especializado se pueden apreciar en forma de gráfica ya sea en una computadora o imprimir en papel. Los registros eléctricos del cerebro se clasifican en ondas alpha, beta, theta y delta (FIGURA 1).

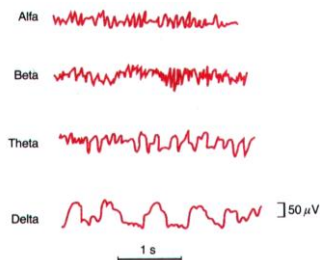


Figura 1 Ondas EEG

Alpha: Describe una actividad eléctrica de 8-12Hz, típicamente de 20 a $50\mu\text{V}$ y se detecta en una persona despierta y en estado de relajación.

Beta: De 14 a 25Hz se detecta cuando una persona está pensando o respondiendo a algún estímulo.

Theta: La de más baja amplitud pueden ser de más de $20\mu\text{V}$ y de 4 a 8Hz, se detecta cuando una persona está dormida.

Delta: De 0.5 a 4 Hz, se detecta en estado profundo de sueño.

MATERIALES

- Modulo didáctico para la adquisición de señales EEG EMG
- 3 Cable para EEG.
- 3 electrodos desechables (Pediátricos).
- Alcohol, algodón y gel conductor
- PC instalado Labview, Testbench y Matlab

PROCEDIMIENTO

Adquisición de la señal EEG

La adquisición se la realizara por dos medios como son la diadema de la EPOC y los 3 electrodos básicos, en dos estados diferentes del paciente donde se pueda diferenciar comportamiento de las ondas cerebrales como puede ser el de estar relajado y en estado de alerta (jugando), para luego ser analizadas en Matlab sus espectros de frecuencia y diferenciar las ondas cerebrales donde éste programa toma dos datos del archivo .csv que son los del electrodo ubicado en la posición T7 y O1 de acuerdo al sistema 10-20 encefalografía para restar estas señales y filtrarlo en un rango de frecuencias de 1 a 30Hz, por ser donde se presentan los diferentes tipos de ondas cerebrales. Una vez filtrado se procede a sacar la FFT del resultado para luego encontrar los valores máximos de amplitud de cada onda cerebral. El código fuente se lo detalla en el ANEXO 1

EPOC



Figura 2 Colocación de la EPOC

Una vez colocada la diadema EPOC como lo muestra la FIGURA 2 con los electrodos bien mojados se obtendrán las señales por medio del TestBench donde se verifica que los electrodos se encuentren con un buen contacto con la piel dando como bueno un color verde y negro sin contacto. (FIGURA 3)

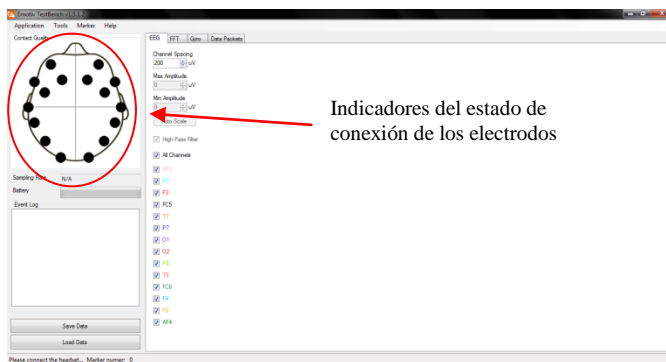


Figura 3 Indicadores de conexión de los electrodos de la EPOC

Al tener todos los electrodos con un buen contacto se procede grabar y pasar los archivos de formato .edf a .csv. (ver FIGURA 4)

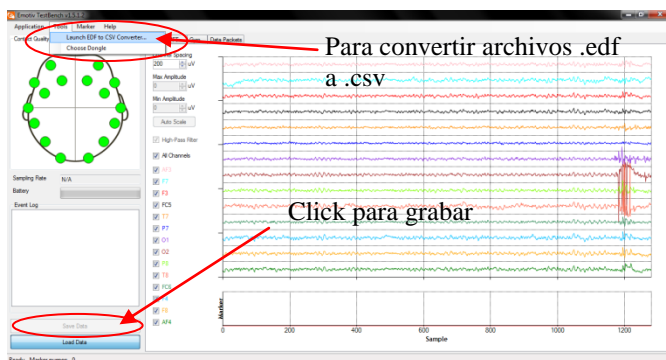


Figura 4 Grabar y convertir archivos .edf a .csv

Una vez tenido el archivo .csv se lo procede analizar en el programa desarrollado en matlab.

Los resultados son presentados en tres graficas y numéricamente los valores máximos de amplitud de la FFT en la pantalla principal.

Al ejecutar el programa nos entrega la siguiente información:

- Sujeto relajado.- en este caso las ondas con mayor presencia son las Alpha por motivo de estar relajado escuchando música de fondo. Los resultados se presentan en la FIGURA 5, aquí nos muestra la señal original, la señal filtrada y el espectro de frecuencia.

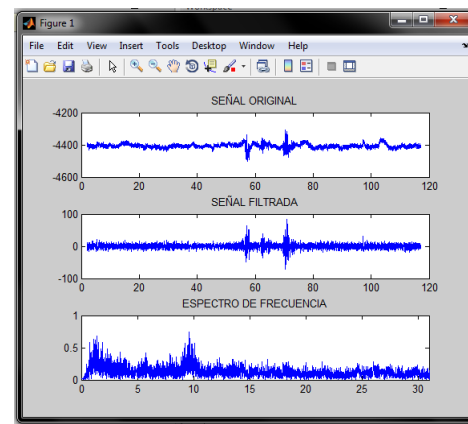


Figura 5 Espectro de frecuencia de la señal EEG

Los valores máximos que presenta ésta FFT se muestran en la pantalla principal de Matlab. (FIGURA 6)

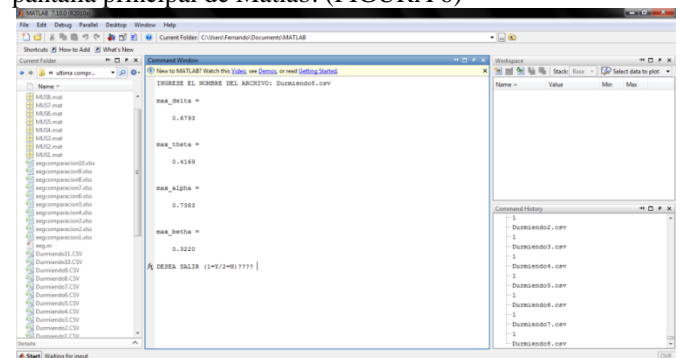


Figura 6 Máximos de amplitud de la FFT de las ondas cerebrales

Los valores obtenidos se los muestra en la TABLA 1:

| DELTA (1-4Hz) | THETA (4-7Hz) | ALPHA (7-13Hz) | BETA (13-30Hz) |
|------------------|------------------|-------------------|-------------------|
| 0,6793 | 0,4169 | 0,7383 | 0,3220 |

Tabla 1 Valores de las ondas cerebrales EPOC

Donde se puede observar que la mayor amplitud es la de las ondas Alpha, ya que se está analizando en el estado donde el

paciente está relajado escuchando música que es donde más se generan las ondas alpha, aunque también las ondas Delta y Theta son mayores que las beta, en esta ocasión no se las analiza ya que para obtener una buena medición el paciente debe estar en un sueño profundo.

paciente está alerta que es donde más se generan las ondas Beta, aunque también las ondas Delta es mayor que las Alpha, que en esta ocasión no se las analiza ya que para obtener una buena medición el paciente debe estar en un sueño profundo.

- Sujeto jugando.- en éste caso las ondas con mayor frecuencia son las ondas Beta, por motivo de estar en estado de alerta. Los resultados se presentan en la FIGURA 6, aquí nos muestra la señal original, la señal filtrada y el espectro de frecuencia.

Electrodos Básicos

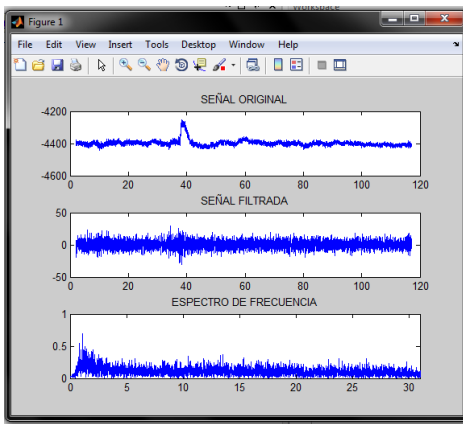


Figura 7 Espectro de frecuencias de la señal EEG

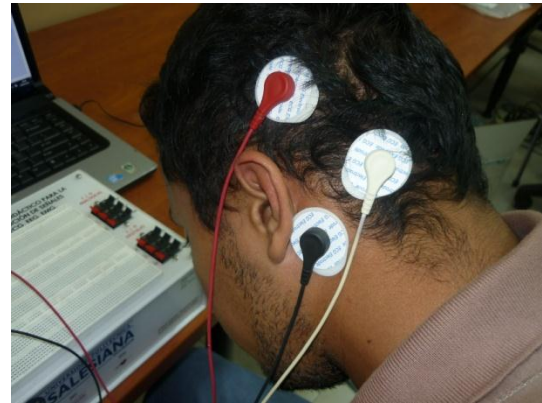


Figura 9 Colocación de los Electrodos Básicos

Para la adquisición de la señal se colocan los electrodos en la posición T7 (cable +) y O1 (cable -), como lo muestra la FIGURA 9 para luego por medio de Labview visualizar el EEG como se ve en el FIGURA 10 y guardar los datos.

Los valores máximos que presenta ésta FFT se muestran en la pantalla principal de Matlab. (FIGURA 8)

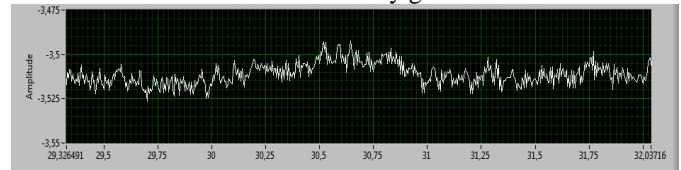


FIGURA 10 Señal en Labview

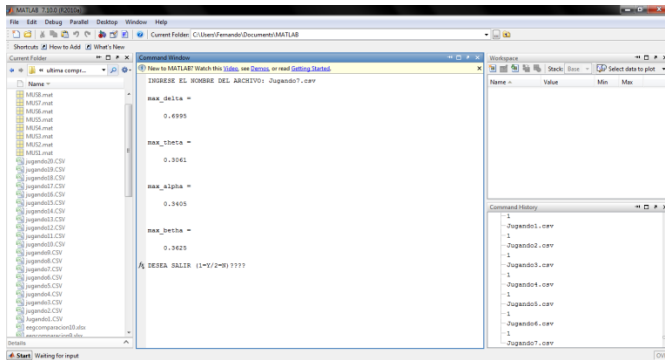


Figura 8 Máximos de amplitud de la FFT de las ondas cerebrales

El algoritmo se programa en Matlab para lo cual es necesario cambiar la extensión del archivo del encefalograma guardado en Labview. Al grabar los datos se genera un archivo con extensión .lvm, este archivo no es reconocido en Matlab por lo que para empezar a trabajar con éste se debe cambiar de formato el archivo, para lo cual se deben realiza lo siguientes:

1. Abrir el archivo .lvm en Microsoft Excel.
2. Guardar el archivo como libro de Excel que genera una extensión .xlsx.
3. Cargar el archivo en Matlab.

Los valores obtenidos se los muestra en la TABLA 2:

Nota. En el punto 2 se puede borrar por conveniencia la primera columna perteneciente al tiempo y grabar solo los datos de amplitud.

| DELTA (1-4Hz) | THETA (4-7Hz) | ALPHA (7-13Hz) | BETA (13-30Hz) |
|------------------|------------------|-------------------|-------------------|
| 0,6995 | 0,3061 | 0,3405 | 0,3625 |

Tabla 2 Valores de las ondas cerebrales EPOC

Los resultados son presentados en tres gráficas y numéricamente los valores máximos de amplitud de la FFT en la pantalla principal.

Donde se puede observar que la mayor amplitud es la de las ondas Beta, ya que se está analizando en el estado donde el

Al ejecutar el programa nos entrega la siguiente información:

- Sujeto relajado.- en este caso las ondas con mayor presencia son las Alpha por motivo de estar relajado escuchando música de fondo. Los resultados se presentan en la FIGURA 11, aquí nos muestra la señal original, la señal filtrada y el espectro de frecuencia.

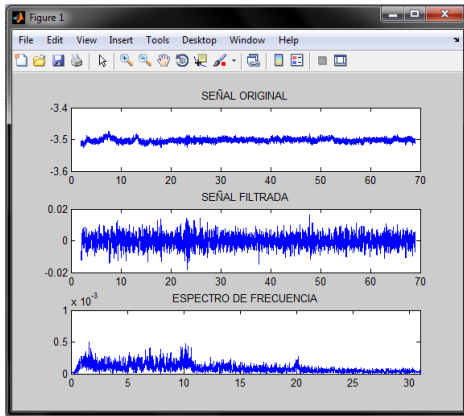


Figura 11 Espectro de frecuencia de la señal EEG

Los valores máximos que presenta ésta FFT se muestran en la pantalla principal de Matlab. (ver FIGURA 12)

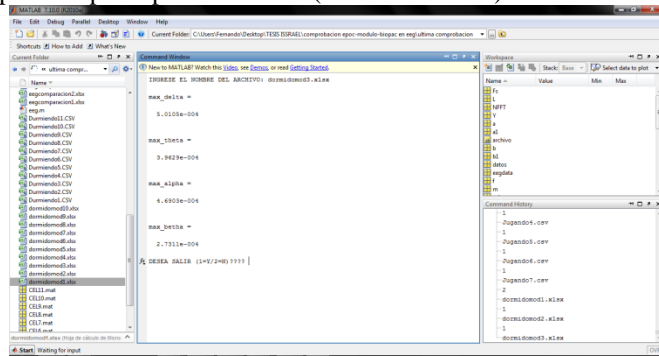


Figura 12 Máximos de la FFT de la señal EEG de los electrodos básicos

Los valores obtenidos se los muestra en la TABLA 3:

| DELTA (1-4Hz) | THETA (4-7Hz) | ALPHA (7-13Hz) | BETA (13-30Hz) |
|------------------|------------------|-------------------|-------------------|
| 0,000501 | 0,000396 | 0,000469 | 0,000273 |

Tabla 3 Valores de las ondas cerebrales Electrodo Básicos

Donde se puede observar que la mayor amplitud es la de las ondas Alpha, ya que se está analizando en el estado donde el paciente está relajado escuchando música que es donde más se generan las ondas alpha, aunque también las ondas Delta y Theta son mayores que las beta, en esta ocasión no se las analiza ya que para obtener una buena medición el paciente debe estar en un sueño profundo.

- Sujeto jugando.- en éste caso las ondas con mayor frecuencia son las ondas Beta, por motivo de estar en

estado de alerta. Los resultados se presentan en la FIGURA 13, aquí nos muestra la señal original, la señal filtrada y el espectro de frecuencia.

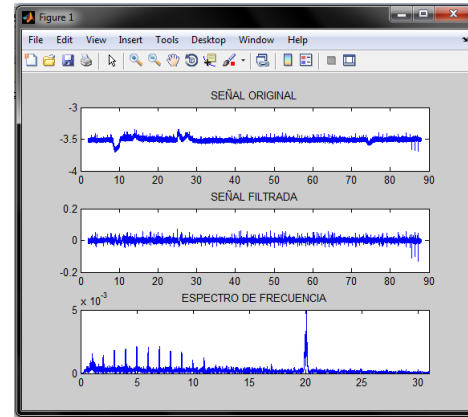


Figura 13 Espectro de frecuencias de la señal EEG

Los valores máximos que presenta ésta FFT se muestran en la pantalla principal de Matlab. (ver FIGURA 14)

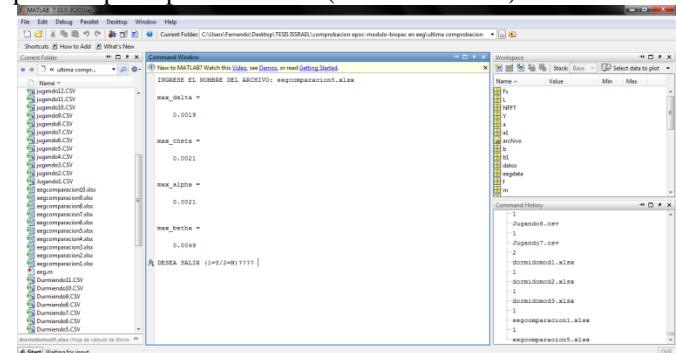


Figura 14 Máximos de la FFT de la señal EEG electrodos básicos

Los valores obtenidos se los muestra en la TABLA 4:

| DELTA (1-4Hz) | THETA (4-7Hz) | ALPHA (7-13Hz) | BETA (13-30Hz) |
|------------------|------------------|-------------------|-------------------|
| 0,0019 | 0,0021 | 0,0021 | 0,0048 |

Tabla 4 Valores de las ondas cerebrales

Donde se puede observar que la mayor amplitud es la de las ondas Beta, ya que se está analizando en el estado donde el paciente está alerta que es donde más se generan las ondas Beta, aunque también las ondas Delta es mayor que las Alpha, que en esta ocasión no se las analiza ya que para obtener una buena medición el paciente debe estar en un sueño profundo.

ANÁLISIS DE RESULTADOS

Los resultados nos arrojan se presentan en la TABLA 5:

| ESTADO | DELTA (1-4Hz) | THETA (4-7Hz) | ALPHA (7-13Hz) | BETA (13-30Hz) |
|----------------------------|------------------|------------------|-------------------|-------------------|
| RELAJADO EPOC | 0,6793 | 0,4169 | 0,7383 | 0,3220 |
| RELAJADO MOD ADQ BIO | 0,000501 | 0,000396 | 0,000469 | 0,000273 |
| JUGANDO EPOC | 0,6995 | 0,3061 | 0,3405 | 0,3625 |
| JUGANDO MOD ADQ BIO | 0,0019 | 0,0021 | 0,0021 | 0,0048 |

Tabla 5 Análisis de resultados

Los resultados en estado de relajado en ambas adquisiciones nos muestran la mayor presencia de ondas Alpha que las Beta por lo que se confirma que la mayor presencia de ondas Alpha son en el estado de relax donde la persona cierra los ojos para llegar a ese estado. Mientras que en los estados de jugando o de alerta nos muestran la mayor presencia de ondas Beta que las Alpha por lo que se confirma que la mayor presencia de ondas Beta son en el estado de alerta donde la persona realiza las actividades diarias.

CONCLUSIONES

Las ondas que se analizan en ésta práctica son las Alpha y Beta por las comunes en estados comunes como son de alerta o relax, mientras que las ondas Delta y Theta se las analiza en estados extremos donde la necesita estar sedado.

Las ondas Alpha se presentan en estado de relax, cerrando los ojos para lograrlo.

Las ondas Beta se presentan en estado de alerta, realizando las actividades diarias como leer para poder hacer la medición sin que se mueva la cabeza

RECOMENDACIONES

- Antes de realizar las mediciones se debe verificar los contactos de los electrodos con la piel, ya que muchas veces el cabello no lo permite y levanta el electrodo.
- Mojar bien los electrodos de la EPOC para su mejor contacto.
- Evitar movimientos en la etapa de grabación ya que esto hace que se ingresen muchas corrientes miograficas

REFERENCIAS

- Músculos del Miembro inferior, Anatomía Humana, 10/02/2013,

disponible:<http://unefaanatomia.blogspot.com/2008/06/musculos-del-miembro-inferior.html>

- Colocación de los electrodos según los músculos, SPORT ELEC INSTITUT, 10/02/2013, disponible: <http://www.sport-elec.es/zoom/colocacion-de-los-electrodos-segun-los-musculos>

- Influencia de la fatiga muscular en la señal electromiográfica de músculos estimulados eléctricamente, Revista EIA, 10/02/2013, disponible: http://www.scielo.org.co/scielo.php?pid=S1794-2372007000100010&script=sci_arttext

PRÁCTICA No.8: INVERSIÓN DE GIRO DE UN MOTOR DC

Introducción: El uso de las señales del cerebro es muy utilizado ya que con estas y con una correcta interfaz se pueden lograr movimientos de un motor solo con el movimiento de los ojos por ejemplo como se hará en esta práctica.

OBJETIVOS

Hacer una inversión de giro de un motor DC con el movimiento de los ojos

JUSTIFICACIÓN

El uso de las señales EEG es nuevo en el medio ya que solo con la mirada se puede realizar una inversión de giro de un motor

MARCO TEÓRICO

INTERFAZ LAVBIEW - EMOTIV EPOC

El programa de la EmotiEpoC funciona con archivos que tienen una extensión edk.dll y edk_utils.dll, estos son librerías de vínculos dinámicos que contienen una biblioteca de datos y código que pueden ser utilizados por otros programas al mismo tiempo.

LABVIEW tiene unas librerías con las que se pueden realizar la interfaz de este con los archivos ya mencionados y se forma una dependencia de Labview con el programa Control Panel es decir si se cierra el archivo Control Panel los archivo .dll dejan de trabajar por lo que lo que se haga en Labview en ese instante dejara de trabajar y nos mostrara un error.

Librería EmotivEpoC para LABVIEW

Para empezar a utilizar la librería debemos tomar en cuenta los siguientes vi para lograr la interface:

1. EmotivCreate Task.vi en este vi se debe ubicar la dirección del archivo edk.dll y colocar el path del subvi.
2. EmotivStart Task.vi es para iniciar la interfaz.
3. Estructura while, aquí se programa lo que deseamos hacer,
4. Fuera del Bucle While un subvi de Emotiv Stop Task.vi y es para dar el para de la interfaz.
5. Una ventana de error out para visualizar en caso de que la dependencia se rompa.

MATERIALES

- Modulo didáctico para la adquisición de señales ECG EEG EMG
- Emotiv EPOC
- PC instalado Labview
- Motor DC

PROCEDIMIENTO

La adquisición de la señal de EEG se realiza por medio de la EMOTIVEPOC, los electrodos deben estar humedecidos y visualizando en el programa CONTROL PANEL la ubicación correcta de los electrodos (FIGURA 1 y 2).



Figura 1 EPOC

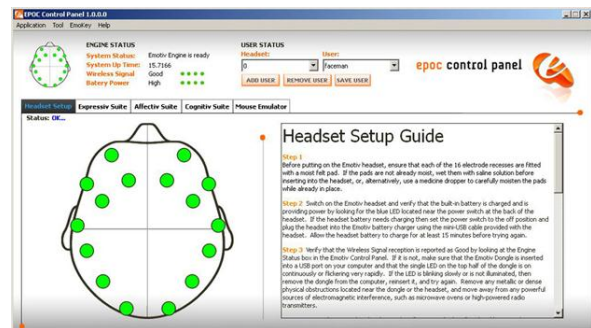


Figura 2 Electrodo correctamente ubicados

Primero debemos poner la dirección donde se encuentra el archivo edk.dll instalado en el computador en el subvi “Emotiv créate Task” y en este seleccionamos Control Panel. Se crea una conexión de subvi para obtener la interfaz con el programa Control Panel los cuales son:

1. EmotivCreate Task.vi
2. EmotivStart Task.vi
3. Estructura while, aquí se programa lo que deseamos hacer, en este caso conectamos al subvi anterior el subvi de control (en esta Práctica Emotiv Read.vi).
4. Fuera ya del Bucle While un subvi de Emotiv Stop Task.vi
5. Una ventana de error out para visualizar en caso de que la dependencia de Control Panel para Labview se rompa.
6. Ya en el While seleccionamos un subviemotivReadcon la opción de LOOK RIGHT luego tomamos otro subviemotivReead pero esta vez la opción LOOK LEFT, creamos dos estructuras (Case Structure) con un array para crear una cadena de datos para que la DAQ Assistant (FIGURA 3)
7. En el DAQ Assistant se configura dos salidas digitales para el control del puente H y que este permita el movimiento del motor en el sentido que corresponda.
- 8.

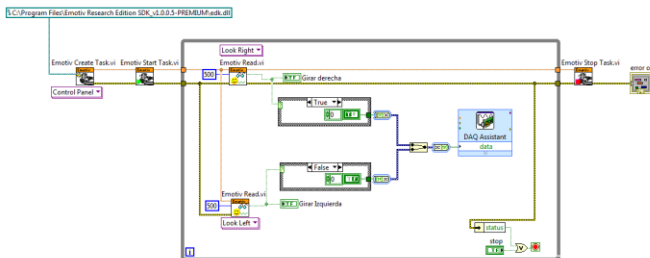


Figura 3 Diagrama del Programa

En el panel frontal (FIGURA 4) tenemos un pulsante de Stop, dos leds de Giro Derecha y Giro Izquierda y la ventana de error out (aparece cuando se rompe la cadena de programas).

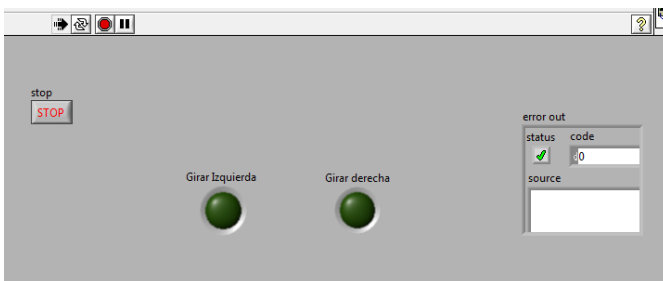


Figura 4 Panel Frontal

Cuando la persona ve a la izquierda el led Girar Izquierda se encenderá y el motor girara a ese lado (FIGURA 5 y 6).

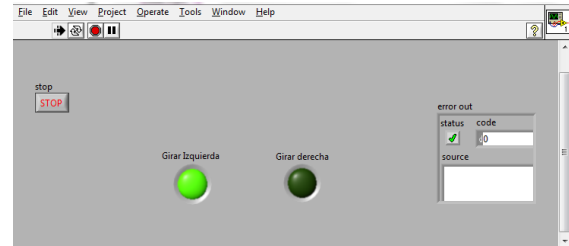


Figura 5 Ver lado Izquierdo

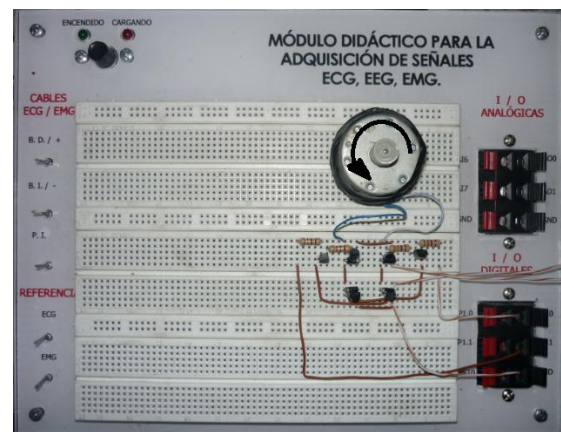


Figura 6 Movimiento del motor Izquierda

Si la persona ve a la derecha el led Girar Derecha se encenderá y el motor girara a ese lado (FIGURA 6 y 7).



Figura 7 Ver lado Derecho

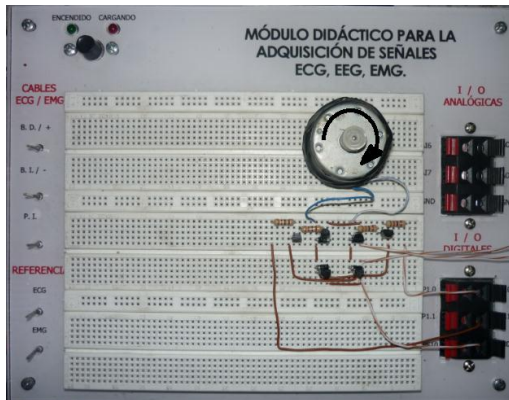


Figura 8 Movimiento del Motor Derecha

de mejor manera al cuero cabelludo y no causen interferencia en el transcurso de la práctica.

REFERENCIAS

- [1] “LabVIEW Emotiv Epc Interface”, Fecha de consulta: febrero 2013, Disponible: http://labviewhacker.com/doku.php?id=projects:lv_epoc_interface:lv_epoc_interface
- [2] Software EMOTIV EPOC CONTROL PANEL, Fecha de consulta: enero 2013.
- [3] Microsoft, “Archivos DLL”, Fecha de consulta: febrero 2013, Disponible: <http://support.microsoft.com/kb/815065/es>

Para parar la aplicación se debe dar el paro pulsando STOP ya que si se hace por el botón AbortExecution nos dará el “Error out” una señal de Error (FIGURA 7), también se muestra este problema cuando se rompe la dependencia entre programas. Para corregir el error cuando esto ocurra es cerrar el programa Control Panel y abrirlo nuevamente

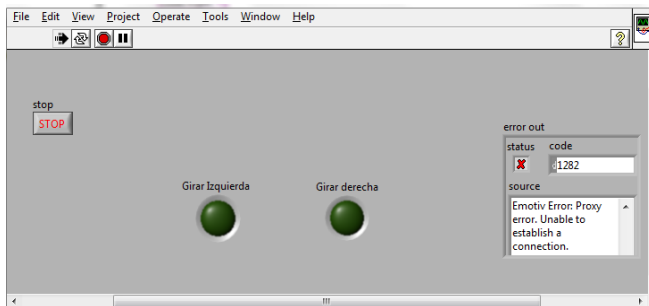


Figura 9 Señal de Error

.ANÁLISIS DE RESULTADOS

Es posible controlar algún dispositivo solo con el movimiento de los ojos o el pensamiento ya que estas señales por más que tengan un nivel bajo se pueden amplificar y ser utilizadas

CONCLUSIONES

Las librerías de Labview para hacer la interfaz con el control Panel son de gran ayuda ya que nos facilitan el trabajo de programar la conexión con los archivos .dll

RECOMENDACIONES

Para un buen contacto de los electrodos se recomienda poner la necesaria solución salina para que los electrodos se adhieran

PRÁCTICA No.9: VISUALIZACIÓN 3D DE LOS POTENCIALES DEL CEREBRO

Introducción: Además de poder utilizar las señales del cerebro para visualizar las ondas también podemos visualizar la potencia que nos dan los electrodos en una visualización con colores que nos indican que parte del cerebro está generando un mayor potencial en una determinada actividad.

OBJETIVOS

Hacer un mapeo de los potenciales del cerebro utilizando el programa Openvibe

JUSTIFICACIÓN

El uso de software libre OpenViBe es recomendable ya que no se debe pagar licencia por el uso de este además que se pueden hacer buenas aplicaciones sin mucha programación.

MARCO TEÓRICO

PROGRAMA OPENVIBE

OpenVIBE es un proyecto libre desarrollado en el área de las neurociencias que será capaz de crear una revolución tecnológica, al permitir al usuario manejar una maquina solo con sus pensamientos, actualmente es un programa que permite interactuar con una computadora a través de la mente.

En la página de Openvibe está el software para bajarse directamente, además de las librerías tutoriales y videos del manejo de este programa.

Este software posee interfaz con varios dispositivos para obtención de señales de EEG, en nuestro caso utilizamos el EMOTIV EPOC Headset que consta en esta librería.

MATERIALES

- Modulo didáctico para la adquisición de señales ECG EEG EMG
- Emotiv Epoc
- PC instalado Openvibe
- Motor DC

PROCEDIMIENTO

La adquisición de la señal de EEG se realiza por medio de la EMOTIVEPOC, los electrodos deben estar humedecidos y visualizando en el programa CONTROL PANEL la ubicación correcta de los electrodos (FIGURA 1 y 2).



Figura 1 EPOC

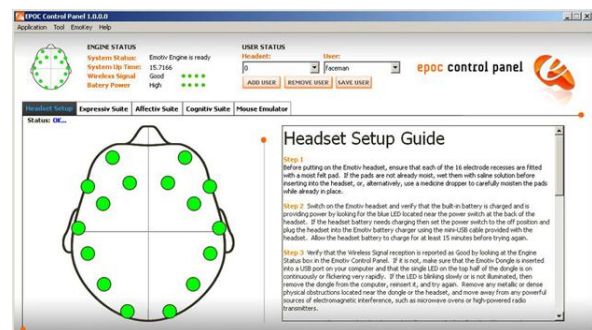


Figura 2 Electrodo correctamente ubicados

Una vez verificada la señal de los electrodos podemos cerrar la aplicación del Control Panel y abrir el programa Openvibe Designer

Se programa la aplicación para que realice lo siguiente

- Mostrar las señales de todos los electrodos
- El Espectro
- Visualización en 2D y 3D la situación real de las señales de los electrodos en la cabeza.
- El filtro Creado es un Butterworth de 4 polos pasa banda con frecuencia de corte de 8 y 13hz para obtener solo en su mayoría solo ondas alpha

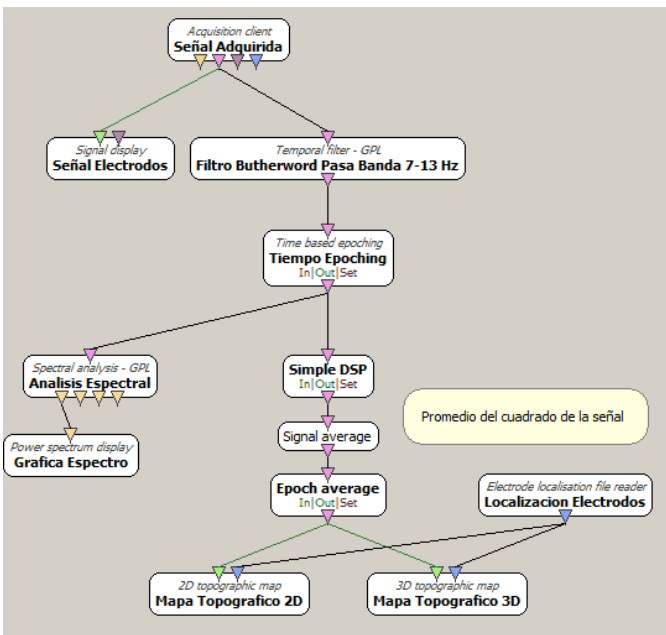


FIGURA 3 Programa con Filtro de 7 a 13Hz

Se abre la aplicación OpenVibeacquisition server para hacer la interfaz con el Openvibe y le EMOTIV EPOC. Activando con Play en el Openvibe Designer,, si el usuario se relaja se puede obtener los potenciales indicados en los electrodos.

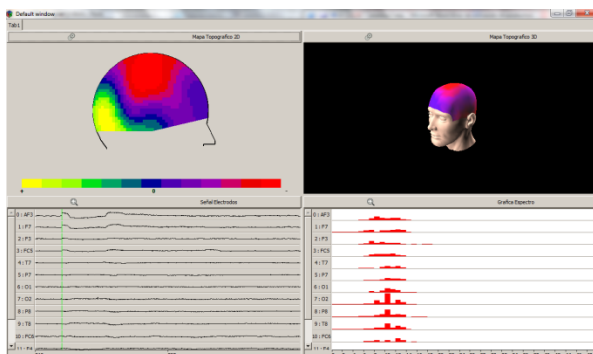


Figura 4 Panel del Programa ondas alpha

Hora editamos el filtro Butterworth de 4 polos pasa banda para obtener las ondas beta con frecuencias de 13 y 30 (FIGURA 5).

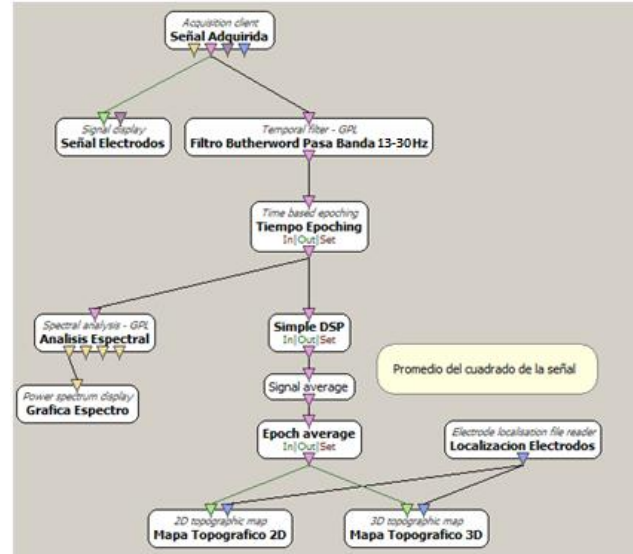


Figura 5 Señal Programa con Filtro de 13 a 30Hz

Al parpadear observamos que hay potencia en la parte frontal y las frecuencias en el espectro (FIGURA 6).

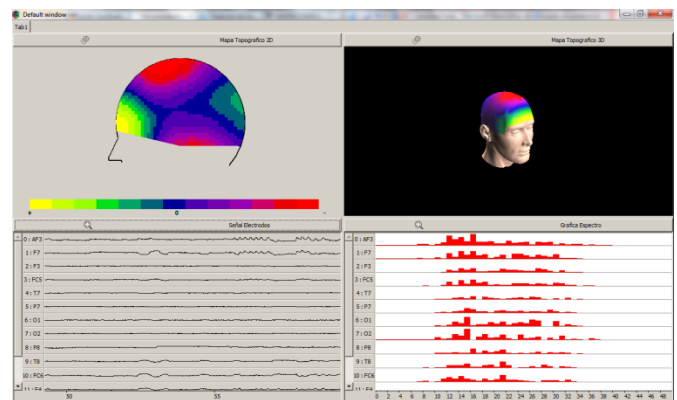


Figura 6 Panel con señales de ondas beta

CONCLUSIONES

Al revisar las gráficas podemos observar las partes que trabajan en el cerebro al hacer diferentes actividades, además con el espectro podemos ver las frecuencias en los intervalos de alpha y teta.

RECOMENDACIONES

Para un buen contacto de los electrodos se recomienda poner la necesaria solución salina para que los electrodos se adhieran

de mejor manera al cuero cabelludo y no causen interferencia en el transcurso de la práctica.

Se debe de familiarizar con el programa OpenVibe para hacer diferentes aplicaciones en menos tiempo.

REFERENCIAS

- Tic desde una visión práctica, “Openvibe”, Fecha de consulta: enero 2013, Disponible: <http://nortizleon.blogspot.com/2012/11/opencvibe-interactuar-con-un-pc-mediante.html>
- Openvibe, “Software and Brain Computer Interfaces”, Fecha de consulta: enero 2013, Disponible: <http://opencvibe.inria.fr/>
- Software Openvibe Designer, Fecha de consulta: enero 2013

REFERENCIAS

- [1] Bronzino J. The Biomedical Engineering Handbook, Biomedical Engineering Fundamentals. Taylor & Francis Group, LLC. USA. 2006.
- [2] Guyton, Hall, “Tratado de fisiología médica”, Hall Editorial, 12a ed, 2011.
- [3] University of Minnesota. Atlas of Human Cardiac Anatomy. 2012. Disponible: <http://www.vhlab.umn.edu/atlas/anatutorial/anatutorial3.shtml>
- [4] Dr. Joseph Wartak, Interpretación de electrocardiogramas, Nueva Editorial Interamericana, México, 1980.
- [5] Mind Junker, “Understanding Our Brain (18 Facts)”, Fecha de consulta: noviembre 2012, Disponible: <http://www.mindjunker.com/random/understanding-our-brain-18-facts.html/>
- [6] “Cosas del cerebro”, El BulletinBlog, Fecha de consulta: noviembre 2012, Disponible: <http://blog.elbulletinboard.net/cosas-del-cerebro/>
- [7] WebMD, “ The Brain”, Brain & Nervous System Health Center. Fecha de consulta: diciembre 2012, Disponible: <http://www.webmd.com/brain/picture-of-the-brain>
- [8] Wikipedia, “Chemical synapse”, Fecha de consulta: diciembre 2012, Disponible: http://en.wikipedia.org/wiki/Chemical_synapse
- [9] Mufti Mahmud, “A Brain-Machine Interface Model Based on EEG for Automated Navigation of Mobile Robotic Device”, ISSNIP Biosignals and Biorobotics Conference 2010 Brazil, pp 236-239.
- [10] Federación Española de Enfermedades Neuromusculares, “El músculo esquelético”, 2003.
- [11] Peter Konrad, “The ABC of EMG, A Practical Introduction to Kinesiological Electromyography”, 2005.
- [12] Lorena Alvarez Osorio, Acondicionamiento de señales bioeléctricas, Facultad de ingenierías, Universidad tecnológica de Pereira.
- [13] “muestreo de señales naturales”, Sistemas de Comunicaciones, Fecha de consulta: marzo 2013, Disponible: http://brendajaneth.mex.tl/583168_muestreo-de-senales-naturales.html<http://www.rodriгодadiz.com/imc/html/Cuantizacion.html>
- [14] Juan Guerrero, Procesado Digital de Bioseñales. Universitat in Valencia. Escola Tècnica Superior o Enginyeria. Departament d’Enginyeria Electrònica. 2011. Disponible: http://ocw.uv.es/ingenieria-y-arquitectura/1-5/ib_material/IB_T4_OCW.pdf
- [15] Guerrero Juan, “Series Temporales”, Universidad de Valencia, Escola Tècnica Superior d Enginyeria, curso 2010-2011, Disponible: http://ocw.uv.es/ingenieria-y-arquitectura/1-5/ib_material/IB_T6_OCW.pdf

- [16] LLAMOSA L, MEZA L, PARRA H. Fundamentos para el diseño de la prueba de seguridad eléctrica para equipo biomédico con base en la norma NTC-ISO-IEC-60601-1. *Scientia et Technica* Año XII, No 30, Mayo de 2006 UTP. ISSN 0122-1701.
- [17] Guerrero Juan, “Series Temporales”, Universidad de Valencia, Escola Técnica Superior d Enginyeria, curso 2010-2011, Disponible: http://ocw.uv.es/ingenieria-y-arquitectura/1-5/ib_material/IB_T6_OCW.pdf
- [18] L. Ling, L Bin. Design of experiments in biomedical signal processing course. 30th Annual International IEEE EMBS Conference. Vancouver, British Columbia, Canada, August 20-24, 2008.
- [19] Andrighetto, E. Adur, R. Rathke, JE. Possa, P. Santos, F. Argoud, F. Azevedo F. Marino-Neto J. Proposta de uma plataforma didática para o ensino de Engenharia Biomédica em Cursos de Graduação de Engenharia Elétrica: I Os Sinais Bioelétricos. Carmen Mueller-Karger, Sara Wong, Alexandra La Cruz (Eds.): CLAIB 2007, IFMBE Proceedings 18, pp. 1108–1112, 2007.
- [20] José Mompin Poblet, “Introducción a la bioingeniería” Editorial MARCOMBO, 1988.
- [21] Miguel Angel Platas Garza, “Sensores y Electrodo”, Fecha de consulta: noviembre de 2012.
- [22] Buenos Aires Visión, Catálogo de productos, Argentina, Fecha de consulta: febrero de 2013.
- [23] Miguel Domínguez, “El amplificador operaciones”, Universidad de Vigo, Fecha de consulta: febrero de 2013. Disponible: <http://webs.uvigo.es/mdgomez/DEII/Tema11.pdf>
- [24] Robert Boylestad, “Introducción al análisis de circuitos”, 10ma ed, 2004.
- [25] Robert Francis Coughlin, “Amplificadores operacionales y circuitos integrados lineales”, Prentice Hall, 1999.
- [26] National Instruments, “NI USB-6009”, DAQ Multifunción de Bajo Costo de 14 Bits, 48 kS/s. Fecha de consulta: septiembre de 2012.
- [27] Interactive dynamics, “EMOTIV EPOC”, Fecha de consulta: octubre de 2012. Disponible: <http://www.interactive-dynamics.com/page/productos/id/1/title/EMOTIV-EPOC>.
- [28] David Martínez, “Emotiv EPOC a la venta”, 2009, Fecha de consulta: octubre de 2012. Disponible: <http://playconsola.com/emotiv-epoc-a-la-venta/>
- [29] Emotiv headset “USB”, Fecha de consulta: octubre de 2012. Disponible: <http://www.emotiv.com/apps/epoc/8441/>
- [30] Amplificador Instrumentación AD620 Datasheet, Fecha de consulta: octubre de 2012. Disponible: <http://www.datasheetcatalog.org/datasheet/analogdevices/AD620AR.pdf>

- [31] Laboratorio de Electrónica Ing. Luis García Reyes, “El amplificador de instrumentación básico”, Fecha de consulta: diciembre de 2012. Disponible: http://lc.fie.umich.mx/~jfelix/Instr_sep05-feb06/AIB/Instru4.htm
- [32] Emotiv “EPOC Specifications”, Fecha de consulta: febrero 2013. Disponible: <http://emotiv.com/upload/manual/EPOCSpecifications.pdf>
- [33] Galería de scubasonar, “EPOC Components”, Fecha de consulta: febrero 2013. Disponible: <http://www.flickr.com/photos/43372242@N06/>
- [34] Software Emotiv EPOC, Colocación correcta electrodos. Fecha de consulta: enero 2013.
- [35] ASTM International “Medical Service Standards and Medical Equipment Standards”, Fecha de consulta: enero 2013. Disponible: <http://www.astm.org/Standards/medical-service-standards.html>
- [36] ECGPEDIA, “ECG Basics”, Fecha de consulta: febrero 2013 Disponible: <http://en.ecgpedia.org/wiki/Basics>
- [37] Biopac System INC, “Lección 1 ELECTROMIOGRAFIA I EMG Estándar e Integrado”, Fecha de consulta: enero 2013. Disponible: http://www.biopac.com/Manuals/bsl_I01dr_es.pdf
- [38] NI, “LabView”, Fecha de consulta: febrero 2013. Disponible: <http://www.ni.com/labview/esa/>.
- [39] Software LabView Versión 2009 9.0 32 bits, Fecha de consulta: enero 2013.
- [40] Mathworks, “MATLAB”, Fecha de consulta: febrero 2013. Disponible: <http://www.mathworks.com/products/matlab/>.
- [41] Software MATLAB Versión 2010A, Fecha de consulta: enero 2013.
- [42] Software EMOTIV EPOC TESTBENCH, Fecha de consulta: enero 2013.
- [43] Microsoft, “Archivos DLL”, Fecha de consulta: febrero 2013, Disponible: <http://support.microsoft.com/kb/815065/es>
- [44] “LabVIEW Emotiv EPOC Interface”, Fecha de consulta: febrero 2013, Disponible: http://labviewhacker.com/doku.php?id=projects:lv_epoc_interface:lv_epoc_interface
- [45] Tic desde una visión práctica, “Openvibe”, Fecha de consulta: enero 2013, Disponible: <http://nortizleon.blogspot.com/2012/11/openvibe-interactuar-con-un-pc-mediante.html>
- [46] Openvibe, “Software and Brain Computer Interfaces”, Fecha de consulta: enero 2013, Disponible: <http://openvibe.inria.fr/>
- [47] Software Openvibe Designer, Fecha de consulta: enero 2013.